

Amalgamersatz – klinisches Potenzial

Eine In-vitro-Analyse

Zusammenfassung

Die Zielvorgaben, die mit Füllungen zu erreichen sind, wurden kürzlich in Qualitätsleitlinien umschrieben. Amalgamersatzmaterialien müssen dem Restaurationsgrad 2 gerecht werden, d. h. Schutz der Pulpa und der Zahnhartsubstanz sowie Wiederherstellung von Zahnform und Funktion. Die dabei zur Anwendung kommende operative Technik hat einfach zu sein. Die minimale Füllungslebensdauer wurde für den Regelfall auf acht Jahre festgesetzt. In der vorliegenden In-vitro-Studie wurde das klinische Potenzial von Füllungs-materialien evaluiert, die als Amalgamersatz dienen könnten; dies unter Berücksichtigung der geforderten einfachen operativen Technik, der Qualitätsleitlinien für die Restaurative Zahnmedizin und der erwarteten Füllungslebensdauer. Zur Analyse kamen die Kompomere Compoglass, Dyract, Dyract AP, Elan und F2000 bzw. die Komposit Alert, Ariston, Definite, Nulite, Solitaire und Surefil sowie teilweise das reduziert schrumpfende Komposit P60. Die Komposit Adaptic und Tetric, in der operativ einfachen Anwendung als Amalgamersatz, dienten als negative und positive Kontrolle. Marginale Adaptation und Verschleiss wurden in vitro in gemischten Klasse-II-Füllungen bestimmt. Zudem wurde die Röntgenopazität quantitativ erfasst.

Alle Kompomere zeigten eine Röntgenopazität $\geq 2,5$ mm. Lediglich Dyract AP und Elan waren verschleissfester als Amalgam. Nach Belastung betrug der Prozentsatz «kontinuierlicher Rand» höchstens 32% der gesamten Randlänge und 40% im Dentinrandbereich. Von den Kompositen zeigten nur Alert, Surefil und Tetric eine ausreichende Röntgenopazität. Verschleissfester als Amalgam waren lediglich Definite, Surefil, Solitaire und Tetric. Nach Belastung betrug der Prozentsatz «perfekter Rand» höchstens 44% der gesamten Randlänge und 20% im Dentinrandbereich.

Unter Berücksichtigung der Qualitätsleitlinien für die Restaurative Zahnmedizin bestehen bezüglich Einsatz von Amalgamersatzmaterialien für okklusionstragende Füllungen in bleibenden Zähnen ernsthafte Bedenken, da das Risiko für Sekundärkaries, bedingt durch die Qualität der marginalen Adaptation, als gross einzustufen ist. Dies trifft insbesondere dann zu, wenn eine Füllungslebensdauer von acht Jahren zu gewährleisten ist.

FELIX LUTZ*, MARIO BESEK*, TILL GÖHRING*
und IVO KREJCI**

* Klinik für Präventivzahnmedizin, Parodontologie und Kariologie, Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Universität Zürich

** Division de Restaurations Dentaires et d'Endodontie, Section de Médecine Dentaire, Université de Genève

Acta Med Dent Helv 5: 21–30 (2000)

Schlüsselwörter: Amalgamersatz, marginale Adaptation, Verschleiss, Röntgenopazität, klinisches Potenzial

Zur Veröffentlichung angenommen: 27. Dezember 1999

Einleitung

Die Zahnmedizin in der Schweiz, im Detail beschrieben im Berufsbild 2010 (SSO 1997), beruht auf der auch von den Gesundheitspolitikern akzeptierten Meinung, dass beim gesunden Individuum durch Selbstpflege Karies und Zahnverlust infolge Parodontitis vermeidbar sind (ADDY & ADRIAENS 1998). Der Erhalt der *primären oralen Gesundheit*, die in der Abwesenheit von Erkrankungen der Zähne, des Parodontes und der Mundschleimhaut sowie in der Funktionsfähigkeit des Gebisses besteht, muss deshalb auch Primärziel der Zahnmedizin sein. Bei der *sekundären oralen Gesundheit* geht es darum, einmal entstandene Schäden möglichst frühzeitig zu beheben und die Funktionsfähigkeit des Gebisses zu erhalten oder wiederherzustellen. Mit dem Legen von Restaurationen können also nicht irgendwelche Ziele verfolgt werden, sondern es ist die Wiederherstellung der sekundären oralen Gesundheit anzustreben (LUTZ et al. 1997, LUTZ et al. 1998). Die Ästhetik bleibt in der Definition der sekundären oralen Gesundheit unberücksichtigt, da sich letztere auf die «need dentistry» beschränkt. Mit Restaurationen werden jedoch, wenn zusätzlich oder ausschliesslich ästhetische Ansprüche erfüllt werden sollen, auch Ziele im Rahmen der «want dentistry» verfolgt. Die für Restaurationen zu definierenden Zielvorgaben sind deshalb auf die sekundäre orale Gesundheit zu fokussieren, gleichzeitig jedoch unter Berücksichtigung der Patientenwünsche weiter zu differenzieren.

Aus dieser Erkenntnis hat sich eine Definition von Restaurationsgraden (Tabelle I) ergeben (LUTZ et al. 1997, LUTZ et al. 1998), die von der Schweizerischen Zahnärzte-Gesellschaft als

Korrespondenzadresse:

Prof. Dr. Dr. Felix Lutz, Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Universität Zürich, Klinik für Präventivzahnmedizin, Parodontologie und Kariologie, Plattenstrasse 11, CH-8028 Zürich, Tel. 01/634 32 71, Fax 01/634 43 08

Tab. I Restaurationen – Zielvorgaben

Zielvorgabe	Restaurations-Typ	Restaurations-Grad
Schutz der Pulpa, Erhalt von Schmelz und Dentin	– Füllung gemäss «Atraumatischer Restaurativer Technik» ^{a)} (ART) – Nicht-funktionelle provisorische Füllung – Versiegelung von Karies ^{b)}	Grad 1 Zahnhart-substanzerhalt
Zahnhartsubstanzerhalt + Wiederherstellung von Zahnform und Zahnfunktion, (Kontur, Approximalkontakte und Okklusion)	– Funktionelle provisorische Füllung ^{c)} – Füllung in Milchzähnen – Amalgamfüllung – Mit Amalgamersatz gelegte Füllung ^{d)} – Gold- / nicht-zahnfarbene / nicht-adhäsive Restauration – Funktionelle Frontzahn- bzw. Zahnhalsfüllung ^{e)}	Grad 2 Grad 1 + Form und Funktion
Zahnhartsubstanzerhalt + Form und Funktion + Unsichtbare Restitution, Ästhetik	– Mit Amalgamalternativen gelegte adhäsive Restauration ^{f)} – Adhäsive zahnfarbene Frontzahnrestauration ^{g)}	Grad 3 Grad 2 + Unsichtbare Restitution

^{a)} Exkavation der Karies mit Handinstrumenten; einfache Applikation von Glasionomer-Zementen entsprechend Restaurationsgrad 1; Restaurationskonzept für Entwicklungsländer

^{b)} Für Dentinkaries zur Zeit experimentell

^{c)} Gemäss klinischem Potenzial von Glasionomer-Zementen, lichthärtenden Glasionomer-Zementen und Kompomeren

^{d)} Zur Zeit für okklusionstragende Füllungen in bleibenden Zähnen nicht verfügbar; geforderte Qualitätsgewährleistung für 8 Jahre

^{e)} Direkte adhäsive Kompositfüllungen (Erweiterte Fissurenversiegelung, Adhäsive Restauration, Konventionelle Klasse-I- und Klasse-II-Füllung); Werkstücke aus Komposit oder Keramik (Inlays, Overlays und nach den Prinzipien der Restaurativen Zahnmedizin gefertigte Rekonstruktionen); geforderte Qualitätsgewährleistung: Füllungen 8 Jahre, Werkstücke 10 Jahre

^{f)} Adhäsive Kompositfüllungen und direkte bzw. indirekte, im Labor gefertigte Kantenaufbauten; Komposit- oder Keramik-Veneers; geforderte Qualitätsgewährleistung: Füllungen 8 Jahre, Werkstücke 10 Jahre

Basis für die ab 2000 wahrscheinlich gültigen Qualitätsleitlinien in der Restaurativen Zahnmedizin genommen wurde (SSO 1999). Amalgamersatz ist damit eindeutig umschrieben: Es wird der Schutz der Pulpa und der Erhalt der Zahnhartsubstanz erwartet; zudem soll dem Zahn die Form und die Funktion zurückgegeben werden. Dabei sind, ebenfalls nach den erwähnten Schweizerischen Qualitätsleitlinien, diese Vorgaben nicht nur initial zu erfüllen, sondern im Regelfall von jeder einzelnen Füllung für mindestens acht Jahre. Darüber hinaus muss sich ein Amalgamersatzmaterial einfach verarbeiten lassen, d. h. das operative Verfahren darf nicht mehr als eine kastenförmige Präparation, ein einfaches Bonding, vorzugsweise ohne Unterfüllung, lediglich Stahlmatrizen und Holzkeile, eine einfache, vorzugsweise höchstens zweizeitige Fülltechnik mit horizontal geschichteten Inkrementen und – bei lichthärtenden Materialien – eine Bestrahlung von okklusal erforderlich machen. Füllungen aus Amalgamersatz hätten zudem kostengünstig zu sein. Die Ästhetik hat dagegen, entsprechend den Prioritäten in der «need dentistry», im Hintergrund zu stehen; ungefähre Zahnfarbigkeit müsste genügen.

Ob unter den erwähnten Vorgaben Füllungsmaterialien verfügbar sind, die als Amalgamersatz (Tabelle I) eingesetzt werden können, ist für die Zahnmedizin ganz allgemein von Interesse. Im Rahmen von In-vitro-Untersuchungen sollte deshalb die

klinische Brauchbarkeit von potenziellen Amalgamersatzmaterialien abgeklärt werden.

Material und Methoden

Theoretisch kommen einerseits Glasionomerzemente, lichthärtende Glasionomerzemente und Kompomere als Amalgamersatz in Frage (CHRISTENSEN 1997, HICKEL et al. 1996, HICKEL 1997). Auf Grund der verfügbaren klinischen Daten und der geforderten Lebensdauer von 8 Jahren wurde die Analyse auf einige der Kompomere gemäss Tabelle II beschränkt (ATTWOOD et al. 1994, FORSTEN 1993, HICKEL 1996, MJÖR & JOKSTAD 1993, SSO 1999). Andererseits kann im Prinzip jedes Komposit als Amalgamersatz eingesetzt werden, sofern die oben erwähnte einfache operative Technik zur Anwendung kommt (ADA 1998, HICKEL 1997). In diesem Sinne wurden gemäss Tabelle III Tetric Ceram × Syntac Classic als positive Kontrolle und Adaptic × Adaptic Bond als negative Kontrolle gewählt. Ferner wurden Komposit analysiert, die Anfang 1998 gezielt als Amalgamersatz entwickelt oder vermarktet worden waren. Darüber hinaus wurde das reduziert schrumpfende P60 in der Kombination mit Scotchbond Multipurpose teilweise in die Untersuchung einbezogen.

Zur Potenzialabklärung wurden unter anderem folgende Daten neu erarbeitet:

- Marginale Adaptation in kastenförmigen Klasse-II-Präparationen mit je einer Stufe in Schmelz und Dentin nach thermischer und mechanischer Belastung.
- Verschleiss nach thermischer, mechanischer und chemischer

Tab. II Anfang 1998 in der Schweiz verfügbare Kompomere mit den dazugehörigen Adhäsivsystemen; aus Kostengründen konnten nur die ersten fünf Kombinationen* analysiert werden

- Compoglass F + Compoglass SC / Syntac SC (Vivadent)*
- Dyract + Dyract PSA (Dentsply)*
- Dyract AP + Prime & Bond 2.1 (Dentsply)*
- Elan + Optibond FL (Kerr)*
- F2000 + Clicker Primer / Bond-System / Scotchbond 1 (3M)*
- Hytac + Hytac OSB (Espe)
- Luxat + Solist (DMG)
- Xeno + Etch & Prime 3.0 (Degussa)

Tab. III Analytierte Komposit mit den dazugehörigen Adhäsivsystemen

- Tetric Ceram (I-h) + Syntac Classic (I-h) / (Vivadent; pK)
- Adaptic (ch h) + Adaptic Bond (ch h) / (Caulk; nK)
- P60 (I-h) + Scotchbond Multipurpose (I-h) / (3M; mA)
- Alert (condensable, I-h) + Bond 1 (I-h) / (Jeneric / Pentron)
- Ariston pH-C (I-h) + Ariston Liner (I-h) / (Vivadent)
- Definite (I-h) + Etch & Prime 3.0 (I-h) / (Degussa)
- Nulite (condensable, I-h) + ART-Bond (I-h) / (Nulite Systems Int & Coltène)
- Solitaire (I-h) + Solid Bond S (I-h) / (Kulzer)
- Surefil (condensable, I-h) + Prime & Bond NT (I-h) / (Dentsply)

Positive Kontrolle (pK), negative Kontrolle (nK); nur in Bezug auf marginale Adaptation untersuchte Materialkombination (mA) und Komposit, die spezifisch als Amalgamersatz vermarktet wurden; I-h = licht-härtend, ch h = chemisch härtend.

Belastung im okklusalen Kontaktpunktbereich und Verschleisswirkung an natürlichen Schmelzantagonisten gemessen als vertikaler Substanzverlust (exklusive P60).

- Bestimmung der relativen Röntgenopazität im Vergleich zu reinem Aluminium anhand von 1 mm dicken Materialproben (exklusive P60).

Es wurden pro Restaurationsmaterial sechs Standardkavitäten in natürliche, menschliche Molaren gemäss Abbildung 1 präpariert (LUTZ et al. 1991; KREJCI 1992). Die Dentinliquorsimulation erfolgte nach KREJCI et al. (1993a). Zum Füllen wurden die Präparationen in Zahnmodelle eingebracht. Als Formhilfen wurden Stahlmatrizen und Holzkeile verwendet. Unter Anwendung des «Total Bonding» Prinzipes wurde auf das Legen einer Unterfüllung verzichtet (KREJCI et al. 1988). Die Adhäsivsysteme kamen gemäss Herstellerangaben zur Anwendung. Bei Materialkombinationen, die mit Bonds arbeiten (Adaptic, Elan, Nulite, P60, Solitaire, Surefil, Tetric) bzw. bei denen eine Komponente auch als schichtbildendes Bond eingesetzt wird (Alert, Compoglass, Dyract, Dyract AP, F2000) wurde im Dentinbereich stets eine Penetrationszeit von 20 s abgewartet (BURROW et al. 1993; KREJCI et al. 1999c) und das Bond bzw. die als Bond eingesetzte Komponente während 40 s vorgehärtet (CRIM 1990; McCABE & RUSBY 1994) (Optilux 500; Demetron/Kerr, Danbury, CT, USA, Wellenlängenbereich 400 bis 500 nm, Bestrahlungsstärke unter Anwendung des Turbolichtleiters $\geq 1000 \text{ mW/cm}^2$). Das Füllungsmaterial wurde mit horizontaler Schichtung in zwei Inkrementen eingebracht. Die Bestrahlung pro Inkrement erfolgte von okkusal während je 60 s mesial und distal unter Verwendung des Turbolichtleiters mit einem Lichtaustrittsfenster-Durchmesser von 7 mm. Zur Ausarbeitung unter achtfacher Vergrößerung sofort nach Fertigstellung der Füllungen wurden Finierdiamanten mit $15 \mu\text{m}$ und $8 \mu\text{m}$ Korngrösse sowie flexible Discs und zur Politur abrasive Polierbürstchen (Occlubrush, HAWE) verwendet (KREJCI & LUTZ 1984, KREJCI et al. 1999b; LUTZ 1980). Anschliessend erfolgte eine erste Replikanahme. Nach Wasserlagerung in physiologischer Kochsalzlösung während 7 Tagen bei 37°C im Dunkeln wurden die Füllungen mit einem 3D-Taster okkusal vermessen, ebenso die für die Belastung in der Kaumaschine selektierten, natürlichen menschlichen Molarenhöcker. Zähne und Antagonisten wurden permanent feucht gehalten; bei den gefüllten Zähnen mit Anschluss an den simulierten Dentinliquor wurde der Pulpainnendruck von 32 cm Wassersäule während der gesamten Versuchsdauer aufrecht erhalten (KREJCI et al. 1994c und 1999a, TAO & PASHLEY 1989). Anschliessend wurden die restau-

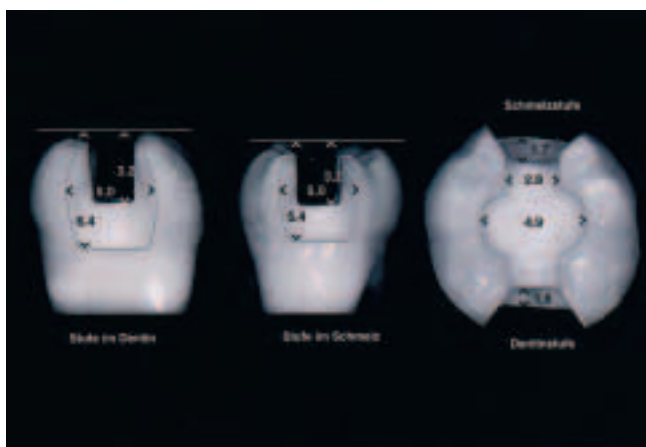


Fig. 1 Standard Klasse-II-Kavität, Masse.

rierten Zähne in der Kaumaschine thermomechanisch belastet: 3000 Thermozyklen vom 5°C – 50°C – 5°C -Typ mit einer Verweildauer von jeweils 2 Minuten bei 5°C und 50°C bzw. 1 200 000 Kaubelastungen im Zentrum der Okklusalfächen mit einer Frequenz von 1,7 Hz und 49 N übertragen durch antagonistische, natürliche linguale Oberkiefermolarenhöcker (KREJCI 1992, KREJCI et al. 1992, KREJCI et al. 1994b und 1994d, LUTZ et al. 1992, ROULET 1987). Anschliessend wurden Füllungen und Antagonisten nochmals vermessen und ein zweites Mal repliziert. Zusammen mit den initial genommenen Replikas erfolgte die Randanalyse quantitativ bei 200-facher Vergrößerung (KREJCI et al. 1993b, KREJCI et al. 1994b, LUTZ et al. 1987, LUTZ 1980). Der Prozentsatz «kontinuierlicher Rand» wurde separat für die gesamte Randlänge bzw. für die Randlänge im Dentin erfasst, ferner «Schmelzrandfrakturen» für die gesamte Randlänge im Schmelz bzw. Füllungsrandfrakturen für die gesamte Randlänge. Zur Beurteilung der Röntgenopazität wurde der 1-mm-Schichtdickentest angewendet. Pro Material wurden je 3, für 7 Tage bei 37°C in Wasser gelagerte, zylindrische Proben mit den Massen $d = 6 \text{ mm}$ und $h = 1 \text{ mm}$ zusammen mit einem von 1 mm bis 5 mm gestuften Keil aus 99,5% reinem Aluminium geröntgt. Die Bestimmung der relativen Röntgenopazität in mm Al erfolgte anhand der gewonnenen Röntgenbilder mittels eines üblichen Softwareprogrammes zur Bestimmung der unterschiedlichen Grauwerte. Schmelz- und Dentinproben dienten als Referenz (KREJCI et al. 1991, WILLEMS et al. 1991).

Resultate

Die Randverhältnisse nach Belastung zeigen Tabelle IV für Kompomere mit Einschluss von Vergleichsdaten und Tabelle V für Komposit. Die Randspaltbreite ist repräsentativ in der Abbildung 2 für Kompomere und in der Abbildung 3 für Komposit.

Tab. IV Marginale Adaptation von Kompomerefüllungen in gemischten Klasse-II-Kavitäten ($n = 6$), vor und nach thermomechanischer Belastung unter permanenter Liquorsimulation

Kompomere	KR totale Randlänge		KR totale Randlänge im Dentin	
	vor	nach	vor	nach
Compoglass	63 ± 5	17 ± 5	73 ± 15	40 ± 57
Dyract	89 ± 9	22 ± 4	86 ± 22	2 ± 3
Dyract AP	45 ± 8	20 ± 5	26 ± 27	17 ± 23
Elan	43 ± 7	32 ± 4	42 ± 33	4 ± 10
F 2000	53 ± 8	30 ± 5	38 ± 30	9 ± 11

Kompomere	SRF totale Randlänge im Schmelz		FRF totale Randlänge	
	vor	nach	vor	nach
Compoglass	10 ± 3	16 ± 4	3 ± 7	7 ± 4
Dyract	2 ± 2	8 ± 3	0 ± 0	11 ± 4
Dyract AP	6 ± 2	8 ± 2	6 ± 1	4 ± 2
Elan	21 ± 7	28 ± 4	6 ± 2	16 ± 5
F 2000	6 ± 2	9 ± 2	3 ± 2	6 ± 3

Prozentsatz ($x \pm \text{SD}$) «Kontinuierlicher Rand» [KR] bezogen auf die gesamte Randlänge bzw. auf die Randlänge im Dentin, Prozentsatz «Schmelzrandfrakturen» [SRF] bezogen auf die gesamte Randlänge im Schmelz, und Prozentsatz «Füllungsrandfrakturen» [FRF] bezogen auf die gesamte Randlänge.

Tab. V Marginale Adaptation von Kompositfüllungen in gemischten Klasse-II-Kavitäten ($n = 6$ bzw. $n = 3^*$), vor und nach thermomechanischer Belastung unter permanenter Liquorsimulation

Komposits	KR totale Randlänge		KR totale Randlänge im Dentin	
	vor	nach	vor	nach
	Belastung			
Adaptic	53 ± 12	31 ± 4	1 ± 0	1 ± 0
Alert	67 ± 8	22 ± 6	45 ± 30	7 ± 7
Ariston	32 ± 6	3 ± 1	27 ± 26	1 ± 2
Definite	25 ± 3	6 ± 3	27 ± 23	0 ± 0
Nulite	98 ± 9	36 ± 10	92 ± 9	8 ± 7
Solitaire	27 ± 7	7 ± 2	0 ± 0	0 ± 0
Surefil	65 ± 9	41 ± 9	13 ± 30	6 ± 9
P60*	63 ± 11	44 ± 14	17 ± 30	16 ± 27
Tetric	76 ± 6	38 ± 10	47 ± 17	20 ± 13

Komposits	SRF totale Randlänge im Schmelz		FRF totale Randlänge	
	vor	nach	vor	nach
	Belastung			
Adaptic	10 ± 7	16 ± 6	0 ± 0	2 ± 3
Alert	6 ± 4	10 ± 2	5 ± 2	6 ± 1
Ariston	7 ± 5	14 ± 5	7 ± 2	16 ± 5
Definite	11 ± 4	13 ± 2	6 ± 4	16 ± 10
Nulite	3 ± 3	23 ± 4	0 ± 1	1 ± 2
Solitaire	5 ± 4	7 ± 3	6 ± 1	4 ± 2
Surefil	13 ± 5	23 ± 2	3 ± 4	8 ± 5
P60	10 ± 5	16 ± 8	1 ± 1	2 ± 1
Tetric	8 ± 9	41 ± 24	0 ± 0	10 ± 8

Prozentsatz ($x \pm SD$) «Kontinuierlicher Rand» [KR] bezogen auf die gesamte Randlänge bzw. auf die Randlänge im Dentin, Prozentsatz «Schmelzrandfrakturen» [SRF] bezogen auf die gesamte Randlänge im Schmelz, und Prozentsatz «Füllungsrandfrakturen» [FRF] bezogen auf die gesamte Randlänge.

wiedergegeben. Positiv fällt bei den Kompomeren die gute Randqualität von Dyract vor Belastung auf. Nach Belastung sind die Ränder im Gesamten einheitlich zu mindestens zwei Dritteln offen, im Dentin – Compoglass ausgenommen – zu mindestens vier Fünfteln. Vor Belastung ist bei den Komposits im positiven Sinne v.a. Nulite bemerkenswert, im negativen Sinne die Neuentwicklungen Ariston, Definite und Solitaire. Nach Belastung ist höchstens ein gutes Drittel der gesamten Randlänge randspaltfrei, bei Ariston, Definite und Solitaire weniger als 10%. Im Bereich der Dentinstufe ist nur bei der Kombination P60 × Scotchbond Multipurpose und Tetric Ceram × Syntac classic überhaupt eine nennenswerte Bondwirkung festzustellen. Die Negativkontrolle Adaptic fällt insgesamt kaum ab.

Über die Verschleissdaten mit Einschluss von Vergleichswerten geben Tabelle VI und VII Auskunft. Bei den Kompomeren zeigen die neueren Entwicklungen wie Dyract AP und Elan ansprechende Verschleisseigenschaften. Die als erste vermarkteten Kompomere Compoglass und Dyract sind etwas weniger verschleissfest als Dyspersalloy. F2000 fällt etwas ab, ist aber gemäss Herstellerangaben auch nicht für okklusionstragende Füllungen vorgesehen. Erwähnenswert ist die Schmelzfreundlichkeit der für den Seitenzahnbereich vorgesehenen Kompomere Dyract AP und Elan. Bei den Komposits genügen lediglich Definite, Solitaire, Surefil und Tetric der Forderung nach einer



Fig. 2 Kompomer (F2000): Charakteristisch geringe Randspaltbreite, gemischte Klasse-II-Füllung, nach Belastung.



Fig. 3 Komposit (Definite): Charakteristische Randspaltbreite und Schmelzrandfrakturen, gemischte Klasse-II-Füllung, nach Belastung.

Tab. VI Verschleiss von gemischten Klasse-II-Kompomerefüllungen ($n = 6$); maximaler vertikaler Substanzverlust in μm gemessen im okklusalen Kontaktpunktbereich und am okkludierenden Antagonisten; Kaubelastung entsprechend einem In-vivo-Äquivalent von 5 Jahren (KREJCI 1992)

Verschleiss Kompomere	Füllung	Antagonist	Total
Photac Fil*	612 ± 56	118 ± 21	730 ± 49
Ketac Silver*	412 ± 22	64 ± 15	476 ± 24
F 2000	254 ± 77	110 ± 39	365 ± 62
Vitremer*	288 ± 50	74 ± 8	361 ± 67
Compoglass	232 ± 90	57 ± 18	289 ± 83
Dyract	199 ± 31	29 ± 8	228 ± 38
Dispersalloy*	158 ± 30	55 ± 32	212 ± 34
Dyract AP	136 ± 35	53 ± 19	189 ± 48
Elan	117 ± 28	49 ± 11	166 ± 28
Schmelz*	56 ± 41	88 ± 36	144 ± 70

* = Vergleichsdaten aus KREJCI et al. (1990a)

amalgamähnlichen Verschleissfestigkeit. Bei Ariston und Nulite fällt bereits die Verschleissfestigkeit des Restaurationsmaterials ab, während Alert eine hohe Antagonistenabrasivität zeigt. Die

Tab. VII Verschleiss von gemischten Klasse-II-Kompositfüllungen ($n = 6$); maximaler vertikaler Substanzverlust in μm gemessen im okklusalen Kontaktpunktbereich und am okkludierenden Antagonisten; Kaubelastung entsprechend einem In-vivo-Äquivalent von 5 Jahren (KREJCI 1992)

Verschleiss Restoratives	Füllung	Antagonist	Total
Adaptic	224 \pm 57	225 \pm 41	449 \pm 88
Nulite	270 \pm 78	96 \pm 28	366 \pm 96
Ariston	254 \pm 63	50 \pm 9	304 \pm 62
Alert	163 \pm 51	123 \pm 37	285 \pm 85
Dispersalloy*	158 \pm 30	55 \pm 32	212 \pm 33
Surefil	112 \pm 31	79 \pm 12	192 \pm 36
Definite	115 \pm 29	62 \pm 21	177 \pm 40
Tetric*	120 \pm 41	36 \pm 47	156 \pm 46
Solitaire	116 \pm 44	37 \pm 17	153 \pm 51
Schmelz*	56 \pm 41	88 \pm 36	144 \pm 70

* = Vergleichsdaten aus KREJCI et al. (1990a)

Adaptic-Resultate bestätigen das bekannte klinische Bild, d. h. geringe Verschleissfestigkeit und aggressive Antagonistenabrasion in Kombination mit einer hohen Oberflächenrauheit.

Unter Berücksichtigung der Forderung nach mindestens 2,5 mm Röntgenopazität (KREJCI et al. 1991; WILLEMS et al. 1991) vermögen die Kompomere vollumfänglich zu genügen (Tabelle VIII), während dies bei den Kompositen nur für Alert, Surefil und Tetric der Fall ist (Tabelle IX).

Diskussion

Forschungsmethoden

1998 wird in der restaurativen Zahnmedizin als ein Jahr vermerkt werden, in dem sich auch für Aussenstehende unübersehbar «marketing» gegenüber «research and development» definitiv durchgesetzt hat. Die Lancierung von mindestens drei neuen Produkten pro Jahr als Erfolgsrezept für Dentalfirmen

Tab. VIII Kompomere, 1-mm-Schichtdickentest, Röntgenopazität in mm 99,5% reinem Aluminium

Materialien: Alphabetisch	In abnehmender Röntgenopazität
Compoglass 3.2	Compoglass F 3.8
Compoglass F 3.8	Dyract AP 3.6
Dyract 2.8	Compoglass 3.2
Dyract AP 3.6	Dyract 2.8
Elan 2.8	Elan 2.8
F 2000 2.6	F 2000 2.6

Tab. IX Kompositen, 1-mm-Schichtdickentest, Röntgenopazität in mm 99,5% reinem Aluminium

Materialien: Alphabetisch	In abnehmender Röntgenopazität
Adaptic 0.5	Tetric 4.7
Alert 3.2	Surefil 3.8
Ariston 2.3	Alert 3.2
Definite 1.9	Ariston 2.3
Nulite 2.1	Solitaire 2.3
Solitaire 2.3	Nulite 2.1
Surefil 3.8	Definite 1.9
Tetric 4.7	Adaptic 0.5

und die Markteinführung von neuen Füllungsmaterialien mit nur spärlichen In-vitro- und praktisch fehlenden In-vivo-Daten sprechen eine deutliche Sprache (HELLWIG 1998). Die Anwender werden dadurch zu Testern und die Patienten zum zahlenden Versuchsgut. Diese Entwicklung gilt es zu stoppen, entweder durch Zulassungsbestimmungen oder Qualitätsleitlinien, wobei letztere über die Produktehaftung Wirkung zeigen werden. Ein minimaler Satz von In-vivo-Daten und eine sorgfältige In-vitro-Potenzialabklärung sind vor der Markteinführung eines neuen Füllungsmaterials unerlässlich (ROBBINS 1998; DGZMK 1998). Dabei hat sich die quantitative Analyse insbesondere von gemischten Klasse-II-Füllungen bezüglich marginaler Adaptation und Verschleiss als zuverlässig diskriminierend und voraussetzungsstark erwiesen, obwohl dabei die Alterung eines Restaurationmaterials kaum simuliert werden kann. Eine thermische und mechanische Belastung der Restaurationen ist dabei jedoch unumgänglich, ebenso die Verwendung von natürlichen Molarenhöckern als Antagonisten im Rahmen der Kausimulation (KREJCI & LUTZ 1990, KREJCI et al. 1990a, KREJCI et al. 1990b, KREJCI et al. 1994a, ROULET 1987). Die zunehmend verbreitete Anwendung dieser Forschungsmethoden v. a. an den deutschen Universitätskliniken stützen diese Aussagen.

Amalgamersatz – Allgemeine Aspekte

Füllungen aus Amalgamersatz haben bei den gegebenen operativen Vorgaben Pulpa und Zahnhartsubstanz eines versorgten Zahnes zu erhalten bzw. zu schützen und zugleich Form und Funktion wiederherzustellen bzw. zu erhalten; dies gemäss den SSO-Qualitätsleitlinien bei gesunden Individuen mit normaler Mundhygiene für mindestens acht Jahre (ADDY & ADRIAENS 1998, SSO 1999). Klinisch-praktisch gesehen bleibt unter diesen Vorgaben wenig Spielraum in Bezug auf Verschleisseigenschaften und Röntgenopazität. Es gilt zwingend, mindestens die Verschleissfestigkeit von Amalgam zu erreichen; die Röntgenopazität hat $\geq 2,5\text{mm}$ 99,5% reines Aluminium zu sein (KREJCI et al. 1991; WILLEMS et al. 1991; HAAK & NOACK 1996, LUTZ & KREJCI 1994). Schwieriger zu werten sind die Befunde bezüglich marginaler Adaptation. Nach dem Stand der Technik gelingt es offenbar unter Anwendung der beschriebenen, einfachen operativen Technik nicht, mit den verfügbaren Restaurationmaterialien und Adhäsivsystemen Klasse-II-Füllungen zu legen, die ganz oder zumindest weitgehend randspaltfrei sind. Die in vivo mit Sicherheit zu erwartenden Randverfärbungen werden die Füllungen demaskieren. Dies ist mit dem Restauraionsgrad 2 prinzipiell kompatibel, da dieser keine ästhetischen Anforderungen kennt und im Gegensatz zum Restauraionsgrad 3 keine bleibende Unsichtbarkeit der Füllung auf normale Sprechdistanz verlangt. Kernfrage ist nun die Grösse des resultierenden Sekundärkariesrisikos, das von den offenen Rändern ausgeht. Der Schutz der Zahnhartsubstanz muss für die programmierte minimale Füllungslebensdauer von acht Jahren gewährleistet sein; es sei denn, der Patient ist nach entsprechender Information bereit, auf diesen gewichtigen restaurativen Bonus zu verzichten. Darüber hinaus gilt es auch die Schwierigkeiten zu ermesen, die sich bei intensiven Randverfärbungen bezüglich Diagnostik der Sekundärkaries ergeben.

Kompomere

Entsprechend der chemischen Zusammensetzung liegen die physikalischen Eigenschaften der ersten Kompomere wie Dyract und Compoglass zwischen Glasionomernzementen und Kompositen (EL-KALLA & GARCIA-GODOY 1999, GLADYS et al. 1997). Konsistenz und Verarbeitung sind kompositähnlich; die material-

inhärente Haftung an Schmelz und Dentin praktisch null. Die Polymerisationskinetik ist mindestens zum Teil randschlussfreundlich. Selbst in Kombination mit einfachen Adhäsivsystemen wird in Klasse-V-Kavitäten, mit Dyract auch in Klasse-II-Kavitäten, eine gute initiale marginale Adaptation erzielt, die sich bei Klasse-V-Füllungen generell und bei Füllungen in Milchzähnen weitgehend als belastungsresistent erweist (HICKEL 1996, HICKEL 1997, HICKEL et al. 1996, HSE & WEI 1997, KREJCI et al. 1996, KUNZELMANN 1996; LOHER et al. 1997, ATTIN et al. 1998). Bei okklusionstragenden Füllungen in bleibenden Zähnen sind jedoch zum Teil bereits kurzfristig Randverfärbungen zu beobachten, die mikromorphologisch mit offenen Rändern gleichzusetzen sind. Ursache dürfte unter anderem das tiefe mikrofüller-kompositähnliche E-Modul sein, das bei Füllungen unter Last zu einem destruktiven Stressaufbau im Randbereich führt (ELIADES et al. 1998, EL-KALLA & GARCIA-GODOY 1999, FISCHER et al. 1998, FRANKENBERGER & KRÄMER 1997, GLADYS et al. 1997, HICKEL 1996, HICKEL 1997, KREJCI et al. 1998, MjÖR 1997). Die beobachteten Randimperfectionen sind dabei zum Teil so gross, dass frühzeitig Sekundärkaries und Füllungsfrakturen auftreten. Bedingt durch die physikalischen Eigenschaften vermag auch die Verschleissfestigkeit kaum oder nicht zu genügen. Dabei ist zu vermerken, dass bei diesen als erste auf den Markt gebrachten Kompomeren die Anwendung in okklusionstragenden Füllungen in bleibenden Zähnen vom Hersteller nie empfohlen worden ist. Bezüglich Röntgenopazität bestehen keine Probleme. Die Bedeutung der Fluoridfreisetzung und der praktisch auf die freie Oberfläche beschränkten Säure-Basen-Reaktion sind umstritten (ELIADES et al. 1998, KREJCI et al. 1998). In dieser Form haben sich Kompomere als brauchbarer Amalgamersatz in Milchzähnen und in Klasse-V-Kavitäten in bleibenden Zähnen erwiesen, wobei v.a. die eher einfache Verarbeitbarkeit und Ausarbeitbarkeit sowie die eher wenig anspruchsvolle operative Technik positiv zu werten sind (FRANKENBERGER & KRÄMER 1997, HICKEL 1996 und 1997, HICKEL et al. 1996, KREJCI et al. 1998).

Bei *Dyract AP* und *Elan* wurde nun der Versuch unternommen, Kompomere seitenzahntauglich zu machen. Dies ist bezüglich Verschleissfestigkeit und Röntgenopazität gelungen. Für ersteres mussten die Materialien jedoch weiter in Richtung Komposit optimiert werden (DENTSPLY/DETREY 1997); die bezüglich marginaler Adaptation gefundenen Werte überraschen deshalb nicht. Diese sind Ausdruck der eher grossen linearen Polymerisations-schrumpfung und, v.a. bei *Elan*, die Folge des hohen Schrumpfungsstresses (STAVRIDAKIS et al. 1999). Die Entwicklung von seitenzahntauglichen Kompomeren, die letztlich als mit Polycarbonsäuren belastete Komposit zu bezeichnen sind, wird damit fraglich; zum Teil wurde diese bereits als unsinnig vollständig abgelehnt (ATTIN et al. 1998). Positiv könnte allenfalls die nach Belastung beobachtete, im Durchschnitt geringere Randspaltbreite (Abbildung 2) und die Fluoridfreisetzung gewertet werden. Ob damit die Zahnhartsubstanz während der geforderten Lebensdauer der Füllung uneingeschränkt geschützt werden kann, ist fraglich. Dagegen sprechen die bis heute verfügbaren, typischerweise kaum publik gemachten klinischen Erfahrungen mit Kompomeren als Amalgamersatz und die Morphologie der Füllungs-ränder (Abbildungen 4a, b und c). Die beobachteten Kontinuitätstrennungen von total 68% (*Elan*) bis 80% (*Dyract AP*) können erratisch unter anderem innerhalb der Zahnhartsubstanz, insbesondere im Schmelz (28% Schmelzrandfrakturen bei *Elan* und 8% bei *Dyract AP*) oder zwischen Zahnhartsubstanz und Adhäsiv auftreten. In beiden Fällen steht die Zahnhartsubstanz ungeschützt einem Randspalt gegenüber. Das Sekundärkariesrisiko wird damit unkalkulierbar. Die Vermarktung von

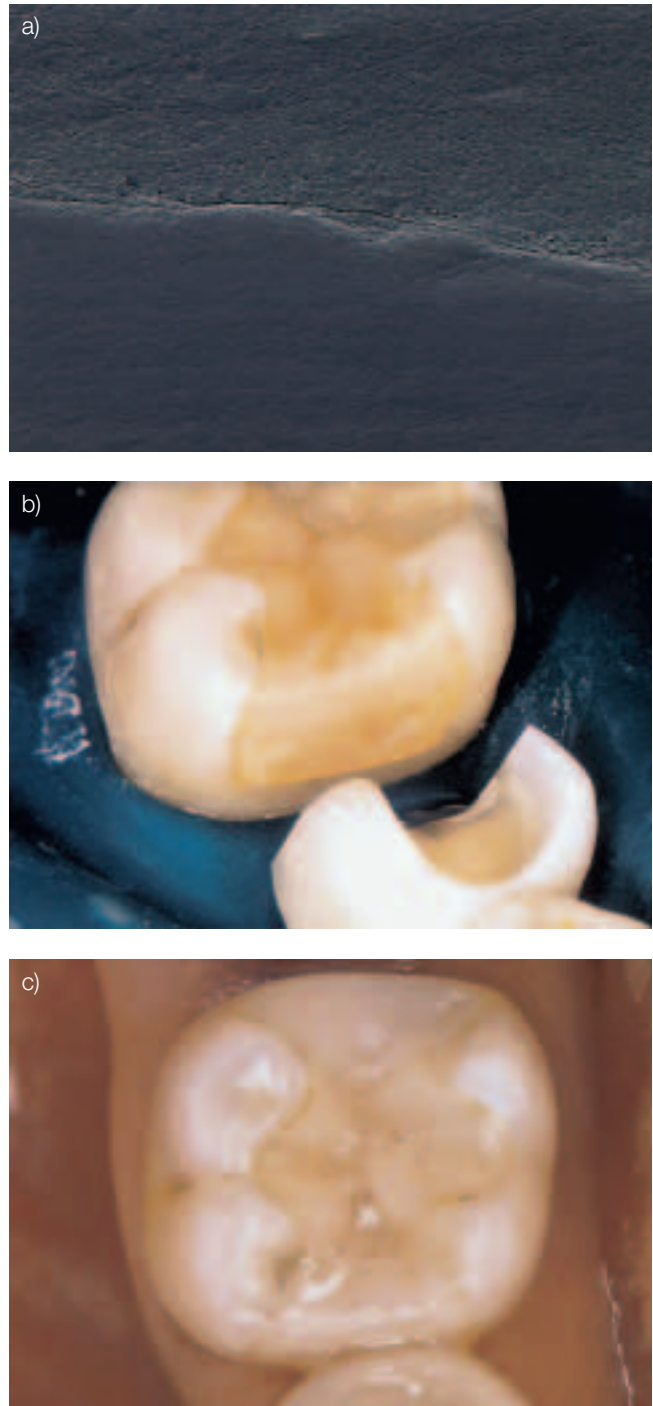


Fig. 4 Kompomer (*Dyract*): Trotz initial nicht allzu schlechter marginaler Adaptation (a) öffnen sich die Ränder unter Last; charakteristische Randverfärbungen nach ca. 18 Monaten *in vivo* (b und c).

Dyract AP und *Elan* als Amalgamersatz in bleibenden Zähnen ist deshalb eher riskant, insbesondere wenn der Restaurationsgrad 2 für einige Jahre gewährleistet werden soll, ganz zu schweigen, wenn acht Jahre verlangt sind.

Komposit

Werden Verschleissfestigkeit und Röntgenopazität als eindeutig zu erfüllende Grössen gewertet, bleiben neben der positiven Kontrolle Tetric nur noch das als Amalgamersatz entwickelte

oder eingesetzte Material Surefil. Die Komposits Ariston, Definite, Nulite, Solitaire und das nicht röntgenopake Adaptic fallen bereits bei der Röntgenopazität durch; bei der Verschleissfestigkeit sind es Adaptic, Alert – wegen seiner extremen Trocken- und Steifheit kaum zu verarbeiten –, Ariston und Nulite. Für die ungenügende Verschleissfestigkeit sind bei Adaptic die grossen, schlecht eingebundenen Quarzfüller und insbesondere deren abrasive Wirkung auf die Antagonisten verantwortlich. Bei Nulite und Alert liegt der Schwachpunkt, unter anderem, an den unter Last ausbrechenden, $6\ \mu\text{m} \times 60$ bis $100\ \mu\text{m}$ grossen Glasfasern. Bei Alert ist zusätzlich eine Antagonistenfeindlichkeit zu verzeichnen, die wahrscheinlich auf die nicht deklarierten grossen konventionellen Füller zurückzuführen ist. Die ungenügende Verschleissfestigkeit bei Ariston kann aus der Rezeptur nicht erklärt werden. Die Ursache dafür ist möglicherweise in der Testanordnung zu suchen, bei der reines, ionenfreies Wasser zur Anwendung kommt. Ariston, das unter Säureangriff eine alkalische Reaktion aufweist, erleidet unter den Testbedingungen vermutlich eine hydrolytische Degradation. Die realen Verschleisseigenschaften, die gemäss Rezeptur in Ordnung sein sollten, lassen sich vermutlich nur durch In-vivo-Verschleissmessungen eruieren.

Interessant sind die Befunde bezüglich marginaler Adaptation. Das Maximum bezüglich Prozentsatz kontinuierlichem Rand, der mit der gegebenen operativen Technik erzielt werden kann, zeigen die Kombinationen P60 \times Scotchbond Multipurpose, Surefil \times Prime & Bond NT sowie Tetric \times Syntac Classic, unter Berücksichtigung einer minimalen Bond-Penetrationszeit von 20 s und der separaten Bond-Vorhärtung im Dentinbereich vor Applikation des ersten Kompositinkrements. Bei der P60 \times Scotchbond Multipurpose Kombination dürfte die offenbar klinisch relevant reduzierte Polymerisationsschrumpfung von P60 ausschlaggebend sein (STAVRIDAKIS et al. 1999). Mit der Tetric \times Syntac Classic Kombination werden in der Anwendung Amalgamalternative in gemischten Klasse-II-Kavitäten unter Anwendung der Umhärtungstechnik konstant Randqualitäten von $\geq 80\%$ «kontinuierlichem Rand» nach Belastung erzielt. Die Materialkombination gilt deshalb zu Recht als positive Kontrolle (KERSTEN et al. 1999). Damit steht beim gegenwärtigen Stand der Technik fest, dass bei der für Amalgamersatz vorgegebenen operativen Technik die Ränder von okklusionstragenden Füllungen in bleibenden Zähnen nach Belastung mindestens zu gut zwei Drittel offen sind. Werden dem Anforderungsprofil Amalgamersatz entsprechend einfachere Adhäsivsysteme als Scotchbond Multipurpose oder Syntac Classic eingesetzt, können zur Zeit nur schlechtere Resultate erwartet werden (KERSTEN et al. 1999). Bei Komposits wurden v. a. in den 90er-Jahren enorme, klinisch relevante Fortschritte erzielt; der geringe Qualitätsunterschied bezüglich marginaler Adaptation zum vor über 25 Jahren konzipierten Adaptic ist deshalb ernüchternd. 15 Jahre Forschung in der Dentinhaftung schlagen sich gerade noch mit 20% kontinuierlichem Rand im Dentin nieder und dies nur, wenn ein komplexes Mehrkomponenten-/Mehrschritt-Adhäsivsystem operativ geschickt und ausgeklügelt angewendet wird. Im Übrigen schneidet das konventionelle, chemisch härtende Komposit mit nach heutigem Begriff extrem tiefem Schrumpfstress gleich gut ab wie die positive Kontrolle, insbesondere wenn zusätzlich noch die geringe Randspaltbreite berücksichtigt wird (Abbildung 5) (STAVRIDAKIS et al. 1999).

Gleich einzustufen wie Tetric sind Alert und Surefill. Der Einsatz von vereinfachten Adhäsivsystemen kommt lediglich bei der etwas schlechteren marginalen Adaptation im Dentin zum Ausdruck. Bemerkenswert ist die bestechende initiale marginale

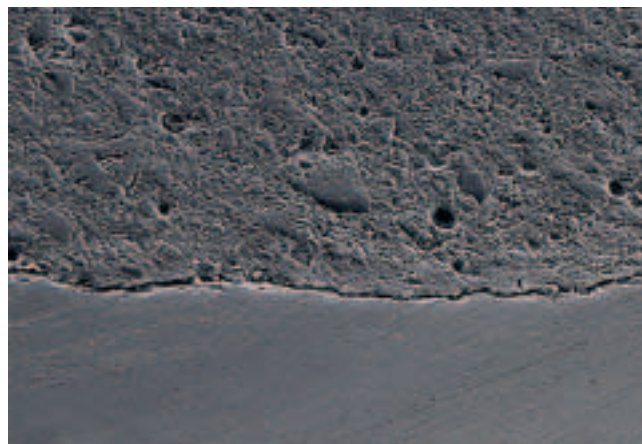


Fig. 5 Komposit (Adaptic): Der geringen Polymerisationsschrumpfung entsprechende, geringe Randspaltbreite, gemischte Klasse-II-Füllung, nach Belastung.

Adaptation von Nulite, die einerseits auf die reduzierte Schrumpfung und den reduzierten Schrumpfstress zurückzuführen ist und andererseits auf den Einsatz eines ebenfalls zuverlässigen, mehrteiligen, für einen Amalgamersatz anforderungsgemäss nicht mehr tolerierbaren Adhäsivsystems (STAVRIDAKIS et al. 1999). Der Einbruch bezüglich Randqualität nach Belastung ist auf einen Stressaufbau im Mikrobereich zwischen den Füllern zurückzuführen, die wegen ihrer Form und ihrer dichten Packung praktisch in keiner Phase der Polymerisation einen Flow zulassen. Ariston, Definite und Solitaire leiden einerseits unter der Ineffizienz der Adhäsivsysteme, wobei der Ariston Liner zusätzlich nur wenig wasserfest zu sein scheint (Abbildung 6) (KERSTEN et al. 1999). Definite und Solitaire zeigen zudem eine ungünstige Polymerisationskinetik (STAVRIDAKIS et al. 1999). Weder mit diesen Materialkombinationen in der Klasse V noch in Kombination mit bewährten, mehrteiligen Adhäsivsystemen konnten unter Anwendung der Umhärtungstechnik in gemischten Klasse-II-Kavitäten annehmbare Randqualitäten erzielt werden.

Von den als Amalgamersatz entwickelten Komposits Alert, Ariston, Definite, Nulite, Solitaire und Surefil verbleibt eigentlich nur Surefil, zusätzlich allenfalls P60, sofern Röntgenopazität und Verschleissfestigkeit, die bei P60 in diesem Versuch nicht analysiert worden sind, adäquat sind. Alle anderen ge-



Fig. 6 Komposit (Ariston): Verbreiteter Randspalt nach Auswaschung des Adhäsivs, gemischte Klasse-II-Füllung.

prüfen Komposits zeigen elementare Mängel, sei es bezüglich Röntgenopazität, Verschleisseigenschaften, Handlingeigenschaften oder marginaler Adaptation. Dabei stellt sich wie bei Elan und Dyract AP wiederum die Frage, ob der mit P60 oder Surefil erzielbare Schutz der Zahnhartsubstanz langfristig, in der Schweiz für mindestens acht Jahre, ausreichend ist. Auf Grund der verfügbaren Daten kann diese Frage nicht beantwortet werden.

Amalgamersatzmaterialien können für okklusionstragende Füllungen in bleibenden Zähnen zur Zeit nicht ohne ernsthafte Bedenken verwendet werden. (KIDD & BEIGHTON 1996, MJÖR 1998, RECHENBERG & STAEGEMANN 1997). Zusätzliche Materialvarianten wie stopfbare oder fließfähige Versionen von bekannten Komposits werden daran kaum etwas ändern. Das Problem dürfte vielmehr darin liegen, dass das bis jetzt verfolgte Konzept «Amalgamersatz» mit der zur Verfügung stehenden Kompositchemie und Adhäsivtechnologie nicht lösbar ist (DAVIDSON & FEILZER 1997).

Summary

LUTZ F, BESEK M, GÖHRING T, KREJCI I: **Amalgam substitutes – clinical potential; an in vitro analysis** (in German). Acta Med Dent Helv 5: 21–30 (2000)

The targets that have to be attained with restorations have recently been defined in quality standards. Amalgam substitutes must meet restoration grade 2 requirements, i.e. pulp and dental hard substance have to be preserved and both, form and function of the tooth have to be restituted. The pertinent operative technique has to be simple and amalgam-like. A minimum service life of eight years was agreed upon. This *in vitro* study investigated the clinical potential of restoratives that may possibly be used as amalgam substitutes, taking into account the given operative restrictions, the defined restorative requirements and the required service life. As potential amalgam substitutes, the compomers Compoglass, Dyract, Dyract AP, Elan and F2000 were assessed. Furthermore, the resin-based composites Alert, Ariston, Definite, Nulite, Solitaire and Surefil were tested. The composites Adaptic and Tetric Ceram, used according to a simplified placement technique, were tested as negative and positive controls, respectively. The marginal adaptation and wear properties were assessed *in vitro* in mixed class II cavities. Furthermore, relative radiopacity was quantitated in mm pure aluminum.

Results: Compomers: All compomers showed a radiopacity of ≥ 2.5 mm aluminum. Only Dyract AP and Elan were more wear-resistant than amalgam. After stressing, the percentage of continuous margin was at best 31% over all and 17% in dentin. Resin-based composites: The minimum requirements of radiopacity were only fulfilled by Alert, Surefil and Tetric. Only Definite, Surefil, Solitaire and Tetric have a wear resistance greater than amalgam. After stressing, the best marginal qualities were 41% continuous margin over all, and 8% in dentin.

In view of the requirements set for amalgam substitutes, the results indicate that because of the high risk of secondary caries due to poor marginal quality, currently the use of amalgam substitutes for stress bearing restorations in permanent teeth cannot be recommended without serious concerns. This is particularly true if a dynamic performance quality of the restorations is demanded which guarantees the achievement of the restorative targets for eight years, according to recently adopted quality guidelines.

Les objectifs à atteindre avec les obturations ont été récemment définis sous forme de standards de qualité. Les substitutifs de l'amalgame doivent satisfaire au degré 2 de ces exigences, à savoir que l'organe pulpo-dentinaire et le tissu minéralisé doivent être préservés et que la forme et la fonction de la dent doivent être rétablies. La technique opératoire doit être simple, comparable à celle utilisée pour les obturations en amalgame. Une durée de vie minimale de huit ans a été établie pour ce type d'obturation. Dans l'étude *in vitro* présente le potentiel clinique des matériaux d'obturation pouvant substituer l'amalgame a été examiné. En particulier les facteurs suivants ont été pris en considération: simplicité de la technique opératoire, critères de qualité en médecine dentaire restauratrice et durée de vie de l'obturation. Les compomères Compoglass, Dyract, Dyract AP, Elan et F2000 ont été étudiés dans cette optique. En plus, les composites à base de résine Alert, Ariston, Definite, Nulite, Solitaire et Surefil ont également été testés. Quant aux composites Adaptic et Tetric, utilisés selon une technique d'obturation simplifiée, ils ont servi, respectivement, comme contrôle négatif et positif. L'adaptation marginale ainsi que les propriétés d'usure ont été déterminées *in vitro* à l'aide d'obturations mixtes de classe II. De plus, la radioopacité a été quantifiée.

Tous les compomères ont montré une radioopacité supérieure ou égale à celle de 2,5 mm d'aluminium pur. Seulement Dyract AP et Elan ont révélé une résistance à l'usure supérieure à celle de l'amalgame. Après mise sous contrainte (thermique et mécanique), le pourcentage de «marge continue» correspondait dans le meilleur des cas à 31% de la totalité de la marge et à 17% de la partie marginale située dans la dentine. Pour ce qui est des composites à base de résine, l'exigence minimale de radioopacité a été atteinte seulement par Alert, Surefil et Tetric. Concernant la résistance à l'usure, uniquement Definite, Surefil, Solitaire et Tetric montraient des valeurs supérieures à celles de l'amalgame. Après mise sous contrainte, la meilleure performance du point de vue «marge continue» correspondait à 41% de la totalité de la marge et à 8% de la partie marginale localisée au niveau de la dentine.

En tenant compte des directives de qualité en médecine dentaire restauratrice pour les substitutifs de l'amalgame, ces résultats indiquent que les matériaux, actuellement destinés à substituer des obturations d'amalgame avec des contraintes occlusales, ne peuvent pas être recommandés sans réserves. En particulier, le risque de caries secondaires dû à une qualité marginale insatisfaisante est considéré comme trop élevé. Ceci surtout si une qualité de performance dynamique doit être assurée pour une durée minimale de huit ans, suivant les exigences de qualité récemment adoptées.

Literatur

- ADA Council on Scientific Affairs; ADA Council on Dental Benefit Programs: Statement on posterior resin-based composites. J Am Dent Assoc 129: 1627–1628 (1998)
- ADDY M, ADRIAENS P: Epidemiology and etiology of periodontal diseases and the role of plaque control in dental caries. In: N P LANG, R ATTSTRÖM and H LÖE (eds): Proceedings of the European workshop on mechanical plaque control. Quintessenz Verlag (ISBN 3-87652-428-8), Berlin, pp. 98–101 (1998)
- ATTIN T, OPATOWSKI A, MEYER C, ZINGG-MEYER B, HELLWIG E: Clinical evaluation of a hybrid composite and a polyacid-modified composite resin in Class-II restorations in deciduous molars. Clin Oral Invest 2: 115–119 (1998)
- ATTWOOD D, REID J S, EVANS D: Assessment of glass polyalkenoate restorations in primary molar teeth. Eur J Prosthodont Rest

Résumé

- Dent 2: 183–185 (1994)
- BURROW M F, HAYASHIDA M, NEGISHI T, NIKAIIDO T, TAGAMI J, TAKATSU T, HOSODA H: Tensile bond strength and curing gap formation of a dentin bonding resin. *Dent Mater J* 12: 97–105 (1993)
- CHRISTENSEN G J: Compomers vs. resin-reinforced glass ionomers. *J Am Dent Assoc* 128: 479–480 (1997)
- CRIM G A: Assessment of microleakage of three dentinal bonding systems. *Quintessence Int* 21: 295–297 (1990)
- DAVIDSON C L, FEILZER A J: Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent* 25: 435–440 (1997)
- DENTSPLY/DE TREY: Dyract AP. R & D Factfile, Konstanz (1997)
- DGZMK: Aktuelle Stellungnahme der DGZMK/DGZ zur Einführung und Verwendung neuer Füllungswerkstoffe. Internet-Statement (www.dgzmk.de) (1998)
- ELIADES G, KAKABOURA A, PALAGHIAS G: Acid-base reaction and fluoride release profiles in visible light-cured polyacid-modified composite restoratives (compomers). *Dent Mater* 14: 57–63 (1998)
- EL-KALLA I C H, GARCIA-GODOY F: Mechanical properties of compomer restorative materials. *Oper Dent* 24: 2–8 (1999)
- FISCHER J, LAMPERT F, MARX R: Langsame Rissausbreitung in Kompomeren. *Dtsch Zahnärztl Z* 53: 156–158 (1998)
- FORSTEN L: Clinical experience with glass ionomer for proximal fillings. *Acta Odontol Scand* 51: 195–200 (1993)
- FRANKENBERGER R, KRÄMER N: Die Füllungstherapie im Milchgebiss. *Phillip J* 5: 169–183 (1997)
- GLADYS S, VAN MEERBEEK B, BRAEM M, LAMBRECHTS P, VANHERLE G: Comparative physico-mechanical characterization of new hybrid restorative materials with conventional glass-ionomer and resin composite restorative materials. *J Dent Res* 76: 883–894 (1997)
- HAAK R, NOACK M J: Möglichkeiten der Röntgendiagnostik bei Amalgamersatzmaterialien. *Quintessenz* 47: 1551–1559 (1996)
- HELLWIG E: Does advertising render dental research superfluous. *Clin Oral Invest* 2: 101 (1998)
- HICKEL R, KREMERS L, HAFFNER C: Kompomere. *Quintessenz* 47: 1581–1589 (1996)
- Hickel R: Glass ionomers, cermets, hybrid-ionomers and compomers – (long-term) clinical evaluation. *Academy of Dental Materials, Transactions* 9: 105–129 (1996)
- HICKEL R: Moderne Füllungswerkstoffe. *Dtsch Zahnärztl Z* 52: 572–585 (1997)
- HSE K M Y, WEI S H Y: Clinical evaluation of compomer in primary teeth: 1 year results. *J Am Dent Assoc* 128: 1088–1096 (1997)
- KERSTEN S, LUTZ F, BESEK M: Zahnfarbene adhäsive Restaurationen im Seitenzahnbereich. Eigenverlag PPK (ISBN 3-909231-00-4), Zürich (1999)
- KIDD E A M, BEIGHTON D: Prediction of secondary caries around tooth-colored restorations: a clinical and microbiological study. *J Dent Res* 75: 1942–1946 (1996)
- KREJCI I, ALBERT P, LUTZ F: The influence of antagonist standardization on wear. *J Dent Res* 78: 713–719 (1999a)
- KREJCI I, LUTZ F, BORETTI R: Resin composite polishing – filling the gap. *Quintessence Int* 30: 490–495 (1999b)
- KREJCI I, SCHÜPBACH P, BALMELLI F, LUTZ F: The ultrastructure of a compomer adhesive interface in enamel and dentine and its marginal adaptation under dentinal fluid as compared with that of a composite. *Dent Mater* 15: 349–358 (1999c)
- KREJCI I, WIEDMER C S, LUTZ F: Klinische, röntgenologische und rasterelektronenmikroskopische Untersuchung von Milchzahn-Kompomerfüllungen nach zweijähriger Funktionszeit. *Acta Med Dent Helv* 3: 48–53 (1998)
- KREJCI I, PETRAC M, LUTZ F: Wear and marginal adaptation of resin-reinforced glassionomer Class II restorations. *Acta Med Dent Helv* 1: 117–122 (1996)
- KREJCI I, HÄUSLER T, SÄGESSER D, LUTZ F: New adhesives in Class V restorations under combined load and simulated dentinal fluid. *Dent Mater* 10: 331–335 (1994a)
- KREJCI I, LUTZ F, GAUTSCHI L: Wear and marginal adaptation of composite resin inlays. *J Prosthet Dent* 72: 233–244 (1994b)
- KREJCI I, LUTZ F, REIMER M: Wear of CAD/CAM ceramic inlays: Restorations, opposing cusps and luting cements. *Quintessence Int* 25: 199–207 (1994c)
- KREJCI I, REICH T, BUCHER W, LUTZ F: Eine neue Methode zur dreidimensionalen Verschleissmessung. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 104: 160–169 (1994d)
- KREJCI I, KUSTER M, LUTZ F: Influence of dentinal fluid and stress on marginal adaptation of resin composites. *J Dent Res* 72: 490–495 (1993a)
- KREJCI I, LUTZ F, REIMER M, HEINZMANN J L: Wear of ceramic inlays, their enamel antagonists, and luting cements. *J Prosthet Dent* 69: 425–430 (1993b)
- KREJCI I: Zahnfarbene Restaurationen. Qualität, Potential und Indikationen. Hanser Verlag (ISBN 3-446-17291-2), München, pp. 148–200 (1992)
- KREJCI I, LUTZ F, ZEDLER C: Effect of contact area size on enamel and composite wear. *J Dent Res* 71: 1413–1416 (1992)
- KREJCI I, LUTZ F, SENER B, JENSS J: Röntgenopazität von zahnfarbenen Inlaymaterialien und Kompositzementen. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 101: 299–304 (1991)
- KREJCI I, LUTZ F: In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationen: 3. Korrelation mit In-vivo-Resultaten. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 100: 1445–1449 (1990)
- KREJCI I, HEINZMANN J-L, LUTZ F: Verschleiss von Schmelz, Amalgam und ihrer Schmelzantagonisten im computergesteuerten Kausimulator. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 100: 1285–1291 (1990a)
- KREJCI I, REICH T, LUTZ F, ALBERTONI M: In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. 1. Computergesteuerter Kausimulator. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 100: 953–960 (1990b)
- KREJCI I, LUTZ F, KREJCI D: The influence of different base materials on marginal adaptation and wear of conventional Class II composite resin restorations. *Quintessence Int* 19: 191–198 (1988)
- KREJCI I, LUTZ F: Kompositfüllungen – das 1×1 des Ausarbeitens. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 94: 1015–1028 (1984)
- KUNZELMANN K H: Glass-ionomer cements, cermet cements, hybrid-glass-ionomers and compomers – laboratory trials – wear resistance. *Academy of Dental Materials, Transactions* 9: 89–104 (1996)
- LOHER C, KUNZELMANN K H, HICKEL R: Klinische Studie mit Hybridglasionomerzement-, Kompomer- und Kompositfüllungen in der Klasse-V-Kavität. *Dtsch Zahnärztl Z* 52: 525–529 (1997)
- LUI J L, MASUTANI S, SETCOS J C, LUTZ F, SWARTZ M, PHILLIPS R W: Margin quality and microleakage of class II composite resin restorations. *J Am Dent Assoc* 114: 49–54 (1987)
- LUTZ F, KREJCI, BESEK M: Konservierende Zahnheilkunde – Restaurationen für wen? *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 108: 19–26 (1998)
- LUTZ F, KREJCI I, BESEK M: Operative dentistry: the missing clinical standards. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 9: 541–548 (1997)

- LUTZ F, KREJCI I: Mesio-occlusodistal amalgam restorations: quantitative in vivo data up to 4 years. A data base for the development of amalgam substitutes. *Quintessence Int* 25: 185–190 (1994)
- LUTZ F, KREJCI I, BARBAKOW F: Chewing pressure vs. wear of composites and opposing enamel cusps. *J Dent Res* 71: 1525–1529 (1992)
- LUTZ F, KREJCI I, BARBAKOW F: Quality and durability of marginal adaptation in bonded composite restorations. *Dent Mater* 7: 107–113 (1991)
- LUTZ F: Beiträge zur Entwicklung von Seitenzahn-Komposits. Eigenverlag KAR PAR PZM (ISBN 3-85656-004-1), Zürich pp. 1/6-30/6 und pp. 1/7–75/7 (1980)
- MCCABE J F, RUSBY S: Dentine bonding – the effect of pre-curing the bonding resin. *Br Dent J* 176: 333–336 (1994)
- MJÖR I A: The location of clinically diagnosed secondary caries. *Quintessence Int* 29: 313–317 (1998)
- MJÖR I A: The reasons for replacement and the age of failed restorations in general dental practice. *Acta Odontol Scand* 55: 58–63 (1997)
- MJÖR I A, JOKSTAD A: Five-year study of Class II restorations in permanent teeth using amalgam, glass polyalkenoate (ionomer) cermet and resin-based composite materials. *J Dent* 21: 338–343 (1993)
- RECHENBERG S, STAEGEMANN G: Qualitätskriterien und Qualitätskontrolle restaurativer Massnahmen. *ZWR* 106: 427–430 (1997)
- ROBBINS J W: Evidence-based dentistry. *Quintessence Int* 29: 796–799 (1998)
- ROULET J-F: Degradation of dental polymers. Karger (ISBN 3-8055-4320-4), Basel (1987)
- SSO Schweizerische Zahnärzte-Gesellschaft: Qualitätsstandards in der Restaurativen Zahnmedizin. In: Qualitätsleitlinien in der Zahnmedizin. Eigenverlag SSO (provisorische Ausgabe), Bern (1999)
- SSO Schweizerische Zahnärzte-Gesellschaft: Zahnmedizinische Versorgung «Schweiz». In: Berufsbild «Zahnarzt 2010». Eigenverlag SSO, Bern, pp. 7–10 (1997)
- STAVRIDAKIS M, LUTZ F, JONSTON W A, KREJCI I: Linear polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress of resin-based restorative materials. *Dent Mater*: submitted for publication (1999)
- TAO L, PASHLEY D H: Dentin perfusion effects on the shear bond strengths of bonding agents to dentin. *Dent Mater* 5: 181–184 (1989)
- WILLEMS G, NOACK M J, INOKOSHI S, LAMBRECHTS P, VAN MEER-BEEK B, BRAEM M, ROULET J F, VANHERLE G: Radiopacity of composites compared with human enamel and dentine. *J Dent* 19: 362–365 (1991)