

Ce material pentru cimentarea finală alegem? Retrospectiva literaturii de specialitate.

Alexandru Petre¹, Sergiu Ioniță²

This paper reviews several types of final luting agents, dealing with their advantages, disadvantages, and indications. Due to the fact that for the moment, there is no material ideal for all situations and each cementation material is physically and chemically unique, the practitioner has to become familiar with the strengths, shortcomings, and handling requirements of each luting material type. Some of the new, modern materials demand several technique-sensitive steps, inducing possible faulty cementation. Despite of the near century clinical service, the zinc phosphate cement can not be always replaced by any of the newer materials.

Succesul clinic al oricărei restaurări protetice conjuncte este strâns legat, printre alți numeroși factori, de procedura de cimentare. Un studiu clinic al lui SCHWARTZ concluzionează că descimentarea reprezintă a doua cauză majoră de eșec pentru lucrările protetice fixe, ceea ce determină necesitatea înlocuirii acestor lucrări după circa 5 ani. Deși forma preparațiilor, numărul și distribuția topografică a dinților stâlpi sunt factorii cu importanța cea mai mare pentru fiabilitatea protezelor fixe, cimentul dentar acționează ca o barieră împotriva infiltrării marginale microbiene, sigilând interfața dento-protetică. Această sigilare, închiderea a spațiului dento-protetic, poate fi realizată prin metode mecanice, chimice sau asociate.

Un material ideal pentru cimentare trebuie să asigure:

- adeziune durabilă între materiale diferite
- o bună rezistență la compresiune și tracțiune
- rezistență la fractură suficient de mare pentru a preveni atât fractura interfacială cât și pe cea coezivă
- prevenirea desicării dentinei
- o grosime și vâscozitate adecvate ale stratului de ciment, pentru a face posibilă inserția completă a lucrării
- insolubilitate în mediul bucal
- histocompatibilitate
- un timp de lucru și de priză adecvat din punct de vedere clinic

În momentul de față sunt disponibile cinci tipuri de materiale pentru cimentare finală: cimenturile fosfat de zinc (FOZ), policarboxilat (PC), ionomerii de sticlă (CIS), rășinile compozite pentru cimentare (RCC) și rășinile modificate – așa numitele cimenturi ionomeri de sticlă hibridi sau compomeri pentru cimentare (CMC). Fiecare dintre aceste materiale prezintă proprietăți fizice și chimice specifice, fără ca vreunul dintre ele să se dovedească perfect pentru orice situație clinică.

Scopul prezentării noastre este acela de a face o trecere în revistă a caracteristicilor acestor materiale.

CIMENTURILE FOSFAT DE ZINC

Cimenturile FOZ fac priză printr-o reacție acid – bază inițiată prin spatularea unei pulberi ce conține 90% oxid de Zn și 10% oxid de Mg cu un lichid alcătuit dintr-o soluție de aproximativ 67% acid fosforic, tamponat cu Al și Zn. Procentul mare de apă (circa 33%) din lichid este important deoarece dirijează ionizarea acidului, influențând viteza reacției. În termeni practici, menținerea deschisă a flaconului cu lichid determină, prin evaporarea apei, priza întârziată a cimentului. Fenomenul se manifestă uneori printr-un aspect tulbure al lichidului. FOZ se utilizează clinic de peste 90 de ani. Corect spatulat, cimentul prezintă o grosime adecvată pentru spațiul dento-protetic, un "film" subțire, conform specificațiilor ADA Nr.8. Spatularea este critică pentru asigurarea unor proprietăți bune ale materialului și trebuie să se facă pe o placă de sticlă răcită, pe suprafață mare, prin încorporarea de mici cantități de pulbere în lichid, timp de circa 1.5 minute. Coroanele se inseră imediat, deoarece vâscozitatea cimenturilor FOZ crește rapid în timp. Rezistența mecanică a cimentului este aproape liniar dependentă de raportul pulbere – lichid. Astfel, cu cât mai mare este cantitatea de pulbere încorporată, cu atât mai mult crește rezistența materialului. Rezistența la compresiune (80 – 110 MPa) și la tracțiune (5 – 7 MPa) sunt suficiente pentru a face față solicitărilor mecanice determinate de forțele ocluzale. După priză, FOZ este foarte rigid, cu un modul de elasticitate de circa 13 GPa, ceea ce asigură rezistența la deformare elastică în zonele de eforturi mecanice mari sau la punțile întinse. FOZ nu aderă chimic la nici un substrat și asigură închiderea marginală exclusiv mecanic. Astfel, conicitatea, înălțimea și suprafața totală a preparațiilor sunt critice pentru fiabilitatea cimentării. WHITE demonstrează în mai multe studii o infiltrare liniară

¹ Șef de Lucrări, Catedra de Protetică Dentară Fixă și Ocluzologie, Facultatea de Stomatologie, UMF Carol Davila, București

² Profesor Universitar, Șeful Catedrei de Protetică Dentară Fixă și Ocluzologie, Facultatea de Stomatologie, UMF Carol Davila, București

semnificativă a azotatului de argint la nivelul hiatusului dento – protetic. Această infiltrație, agravată prin solubilizarea cimentului în fluidele orale și de un pH inițial coborât, afectează biocompatibilitatea FOZ. Cu toate acestea există numeroase studii clinice care demonstrează calitățile FOZ. MARGERITE raportează o foarte mare stabilitate chimică a materialului, evaluând 27 de punți care au fost îndepărtate după o perioadă cuprinsă între 2 și 43 de ani. Calitățile dovedite ale FOZ îi validează utilizarea pentru cimentări de durată ale unor coroane sau reconstituiri corono – radiculare cu o bună adaptare marginală, precum și a coroanelor integral ceramice aluminoase pe substraturi diverse ale preparațiilor (dinte natural, amalgam, rășini compozite, ionomeri de sticlă, etc.)

CIMENTURILE POLICARBOXILATE

Cimenturile policarboxilate, introduse în practică în anii '60, realizează priza printr-o reacție acid – bază între o pulbere care conține oxid de Zn și oxid de Mg și o soluție vâscoasă de acid poli-acrilic cu greutate moleculară mare. Din fericire, aceste cimenturi au un comportament tixotrop și pseudoplastic, care face ca amestecul vâscos să curgă cu ușurință atunci când este aplicat sub presiune. Totuși, PC prezintă o creștere rapidă în timp a vâscozității și, prin urmare a filmului de ciment, care poate împiedica inserția corectă a lucrării. În timpul prizei, PC trec printr-o fază elastică în care, dacă se încearcă îndepărtarea excesului de ciment, se produce "tragerea" materialului de sub marginile coroanelor. Rezistența la compresiune a PC este mai mică (55 – 85 MPa), iar cea la tracțiune (8 – 12 MPa) mai mare în raport cu cimenturile FOZ. PC sunt hidrofile, având astfel o acțiune de "umezire" a dentinei. Ele prezintă și o oarecare adezivitate la structurile dure dentare, prin interacțiunea grupelor carboxilice libere cu Ca. Cu toate acestea, WHITE comunică în două studii un grad de infiltrație marginală asemănător cimenturilor FOZ, ceea ce semnifică o adeziune de mică importanță practică. În plus, PC prezintă fracturi interfaciale mai frecvente decât FOZ la joncțiunea ciment – metal. Fractura coezivă nu apare decât la grosimi ale stratului de ciment mai mari de 250 μm. După priză, PC prezintă o elasticitate mult mai mare decât FOZ, ceea ce contraindică utilizarea lor în zone cu forțe ocluzale mari ori pentru cimentarea punților întinse. Unele produse conțin SnF, dar eliberarea ionilor de F este nesemnificativă în raport cu CIS. Probabil că meritul clinic cel mai mare al PC este biocompatibilitatea sa, determinată de o creștere rapidă a pH-ului după spatulare și de absența penetrației în canaliculele dentinare. PC sunt recomandate pentru cimentarea unor coroane metalice izolate, în zone cu solicitări ocluzale reduse, pe dinți sensibili.

CIMENTURILE IONOMERI DE STICLĂ

Din punct de vedere al compoziției chimice, CIS reprezintă un descendent al cimenturilor policarboxilat și al cimenturilor silicat, fiind introduse în practică la începutul anilor '70. CIS fac priză printr-o reacție acid – bază între particulele de sticlă alumino – fluoro – silicată și un lichid ce conține copolimeri de acizi slabi polialchenoici, incluzând acid itaconic, maleic și tricarbolic. Acizii pot fi deshidratați și încorporați în pulbere; prin adăugarea apei, acizii se reconstituie, având loc reacția de priză. Acidul tartric este și el prezent, pentru a crește fluiditatea și timpul de lucru. CIS aderă la structurile dure dentare prin legături ionice între grupele carboxil și ionii de calciu sau fosfat din smalț și dentină. CRAIG comunică o rezistență mai mare la compresiune (90 – 230 MPa) decât FOZ. Spatulate manual, CIS încorporează adesea bule mari de aer care pot contribui la scăderea rezistenței. Oricum însă, modulul de elasticitate al CIS este mai mic în raport cu FOZ, ceea ce determină un potențial de deformare elastică la eforturi mecanice mari. STRUTZ și OILO raportează o grosime a filmului de ciment redusă și o vâscozitate relativ constantă după spatulare, ceea ce facilitează inserția completă a lucrărilor, mai bine decât FOZ. Totuși, grosimea redusă a filmului de ciment nu prezintă numai avantaje și poate favoriza, după DAVIDSON, apariția unor microfisuri la priză. Dezavantajul cel mai mare al CIS îl reprezintă solubilizarea, în cazul expunerii la umezeală, în perioada inițială de priză. Dacă adaptarea marginală a coroanelor este deficitară, adsorbția apei și solubilizarea pot determina descimentarea. OGIMOTO sugerează aplicarea, imediat după cimentare, a unui strat de vaselină solidă în jurul marginilor coroanelor. CIS sunt de asemenea susceptibile la deshidratare, cu fractură coezivă ulterioară. Aceasta determină necesitatea de a menține un oarecare grad de hidratare a dentinei în timpul cimentării. pH-ul inițial coborât al CIS a fost considerat de numeroase studii drept o cauză a hipersensibilității post – cimentare. Alte studii însă, contestă această determinare, pe care o consideră plurifactorială, legată de trauma prin preparație, o consistență prea fluidă a cimentului în momentul inserției lucrării, o forță hidrolică excesivă, precum și de microinfiltrarea marginală. Sunt numeroase studiile care indică rolul cariopreventiv asigurat prin dinamica fluorului din CIS. Cu toate acestea, MOUNT consideră că efectul cariostatic al CIS pentru cimentare este neglijabil, din cauza cantității minime de ciment expus la marginea coroanelor. Indicațiile CIS sunt comune cu cele ale cimenturilor FOZ.

RĂȘINILE COMPOZITE

RC conțin umpluturi anorganice într-o matrice de rășini Bis – GMA sau de alte rășini meta – acrilice. RC polimerizează prin inițiere chimică, foto, sau printr-un mecanism asociat. Sunt disponibile în diferite culori și opacități, iar structura lor le face aderente la numeroase substraturi. Adeziunea la smalț se realizează prin retenție micromecanică între cristalele și prismele de hidroxilapatită ale smalțului gravat. Adeziunea la dentină

se realizează printr-un mecanism mai complex, ce implică pătrunderea unor monomeri hidrofilii în stratul de colagen care acoperă parțial demineralizată a dentinei gravate. Suportul adeziunii la dentină este tot retenția micromecanică, prin care rezultă o zonă de interdifuziune între cele două materiale. Adeziunea dentinară necesită mai multe etape, începând cu aplicarea unui acid sau a unei substanțe de condiționare dentinară care îndepărtează limfa dentinară, deschide și lărgiște canaliculele și demineralizează fază anorganică de apatită care acoperă în mod normal fibrele de colagen, deschizând în jurul acestora canale cu diametrul de 20 – 30 nm. Aceste canale asigură retenție mecanică ulterioară pentru monomerii adezivi hidrofilii. Zona demineralizată de 2 – 5 μm profunzime a fost asociată unei mențineri de 15 secunde a agentului de condiționare. O menținere prelungită a acestuia generează demineralizare mai profundă, neurmată de infiltrarea corespunzătoare a rășinii adezive. Astfel ar rămâne o zonă profundă de fibre de colagen neprotejate, susceptibile hidrolizei și distrugerii ulterioare. După demineralizare se aplică o soluție “primer” (agent de umectare), de exemplu – de tip HEMA; soluția este bifuncțională, cu o terminație hidrofilă ce asigură adeziunea la dentină și una hidrofobă care asigură adeziunea la RC pentru cimentare. Soluția primer se aplică în straturi multiple, pe o suprafață dentinară umedă, ceea ce are rolul de a înlocui apa din dentină cu monomer de rășină și de a infiltra complet canaliculele dentinare. Soluția primer aplicată în acest fel este “suflată” ușor cu spray-ul de aer al unitului. Jetul de aer trebuie aplicat la presiune redusă pentru a nu perturba rețeaua de colagen și totodată, pentru a elimina urmele de solvenți organici și de apă care împiedică un bun contact între primer și rășina adezivă. Rășina adezivă este aplicată apoi pe toată suprafața preparațiilor, stabilizând astfel din punct de vedere structural dentina demineralizată și penetrând canaliculele dentinare. Se pot observa diferențe subtile între diverse sisteme comerciale de rășini adezive, în ceea ce privește modul de interdifuziune al rășinii în dentina demineralizată. Folosirea adezivilor dentinari compensează într-o oarecare măsură contracția de priză a rășinilor compozite pentru cimentare. Totuși, rigiditatea coroanelor dentare nu permite o contracție de priză liberă, iar tensiunile care apar în acest fel variază în raport cu tipul de ciment, grosimea filmului și forma preparațiilor. Aceste tensiuni pot fi suficient de mari pentru apariția unor spații între ciment și dinte. Adeziunea unui strat subțire de rășină la dinte se dovedește reală numai după ce depășește (dacă depășește) tensiunile generate prin contracția de polimerizare. SORENSEN raportează rezistențe adezive ale compozitelor de cimentare mai mari pentru ceramica gravată decât pentru dentină. Deși contracția de polimerizare constituie un obstacol pentru asigurarea adeziunii dentinare, aceasta (adeziunea) este suficientă pentru a recomanda folosirea compozitelor de cimentare în cazul unor preparații scurte și / sau conice. Compozitele pentru cimentare aderă chimic la compozitele pentru obturație și la ceramica dentară gravată și silanizată, crescând în acest fel rezistența la fractură a coroanelor integral ceramice. În raport cu structurile metalice, compozitele pentru cimentare demonstrează o bună adeziune prin retenție micromecanică, dar și prin interacțiunea chimică cu oxizii metalici de la suprafața intradosului coroanelor metalice (cazul rășinilor 4 META). Prin absența acestor oxizi, aliajele înalt nobile asigură o adezivitate mai redusă cu rășinile compozite pentru cimentare; din această cauză, aliajele înalt nobile trebuiesc cositorite în prealabil (la nivelul suprafețelor ce urmează a intra în contact cu materialul de cimentare).

Majoritatea compozitelor de cimentare conțin umplutură anorganică de sticlă sau silice în proporție de 50 – 70 % masă, ceea ce le conferă o mare rezistență la compresiune, o bună rezistență la oboseală și o solubilitate practic nulă în mediul bucal. Totuși, un procent mare de umplutură anorganică crește vâscozitatea cimentului și în consecință grosimea filmului (a stratului de ciment interpus între preparație și coroană). YU și STRUTZ propun utilizarea la cimentare a unor dispozitive electromecanice sau cu ultrasunete, care să asigure inserția completă a coroanelor. Este de observat de asemenea că rășinile pentru cimentare prezintă o adeziune sporită la metal în cazul unor grosimi mai mari ale stratului de ciment. Unele compozite de cimentare conțin trifluorură de iterbiu sau fluorosilicați de bariu, cu un pretins potențial cariostatic. Un studiu al lui McMILLEN arată totuși că eliberarea ionilor de F în cazul acestor materiale este practic nesemnificativă. Compozitele de cimentare sunt materialul de elecție pentru lucrările cu potențial estetic mare: inlay-uri și onlay-uri din rășini compozite sau ceramică, fațete ceramice, coroane și punți integral ceramice sau a punților mai noi, din rășini compozite armate cu fibre de sticlă. Compozitele pentru cimentare chimic polimerizabile sunt recomandate pentru punțile adezive de tip Maryland. Aceste materiale se mai dovedesc utile în cazul unor preparații deficiente (scurte și / sau conice). Utilizarea RC pentru cimentare este însă laborioasă, cu multe etape și deosebit de sensibilă la tehnica de lucru.

COMPOMERII

Cimenturile ionomere de sticlă modificate (numite și rășini compozite hibride sau compomeri) fac priză printr-o reacție acid – bază între o pulbere de sticlă fluoro – alumino – silicată și o soluție apoasă de acizi polialchenoici care prezintă și grupări metacrilice. Reacția se produce prin foto – inițiere sau prin inițiere chimică a radicalilor liberi metacrilici. În final se formează o sare metalică de poli-acrilat și un polimer. Din cauza acestei structuri, cimenturile sunt cunoscute și sub numele de rășini modificate sau ionomeri de sticlă hibridi. Aceste materiale au proprietăți mecanice mai bune decât FOZ, PC, și chiar decât unele CIS, dar mai slabe decât compozitele de cimentare. Adeziunea la smalț și dentină, ca și eliberarea ionilor de F sunt asemănătoare CIS,

față de care sunt însă mai puțin sensibile la apă în timpul prizei și, în consecință, mai puțin solubile. Probabil că cel mai mare avantaj al acestor cimenturi este ușurința de utilizare deoarece nu impun atâtea etape ca în cazul rășinilor compozite pentru cimentare. Adăugarea rășinilor nu a adus însă o scădere a riscului de deshidratare a componentei ionomer de sticlă, astfel încât SIDHU a observat într-un studiu – apariția contracției prin deshidratare chiar la 3 luni după priza materialului. Un alt dezavantaj al compomerilor pentru cimentare îl reprezintă natura hidrofilă a poli – HEMA, care determină o adsorbție a apei și dilatare higroscopică. Deși inițial adsorbția apei poate compensa contracția de polimerizare, ulterior, dilatarea higroscopică continuă, ceea ce contraindică cimentarea cu aceste materiale a coroanelor integral ceramice. Compomerii sunt recomandați în aceleași situații clinice cu cimenturile CIS ori FOZ, cu excepția coroanelor ceramice de care aminteam anterior și a reconstituirilor corono – radiculare, caz în care există riscul de fractură ulterioară a rădăcinii. Prezența monomerilor liberi în lichid face discutabilă biocompatibilitatea acestor materiale și pune probleme în cazul pacienților sau personalului clinic cu teren alergic.

Pentru toate materialele de cimentare aplicarea unor substanțe pentru desensibilizare poate închide canaliculele dentinare și reduce microinfiltrarea marginală. REINHARD, MAUSNER și SWIFT concluzionează, pe baza unor studii *in vitro*, că aceste substanțe pot reduce menținerea coroanelor cimentate cu FOZ, sau PC, dar un efect redus asupra CIS, RC sau compomerilor pentru cimentare.

Cimenturile provizorii cu eugenol afectează capacitatea adezivă a compozitelor de cimentare, dar nu influențează, conform unui studiu al lui FUJISAVA, compomerii – în condițiile în care materialul provizoriu este îndepărtat în totalitate.

Din cele prezentate se poate deduce că utilizarea unui singur material pentru cimentare finală nu este suficientă pentru practica modernă. Nici un material, chiar cu proprietăți adezive, nu poate compensa deficiențele de preparare ori de adaptare ale coroanelor dentare. Fiecare medic trebuie să fie bine informat relativ la virtuțile și dezavantajele materialelor de cimentare pe care le folosește.

1. Schwartz NL, Whitsett LD, Berry TG, Stewart JL. Unserviceable crowns and fixed partial dentures: life-span and causes for loss of serviceability. *J Am Dent Assoc* 1970;81:1395-401.
2. Walton JN, Gardner FM, Agar JR. A survey of crown and fixed partial denture failures: length of service and reasons for replacement. *J Prosthet Dent* 1986;56:416-21.
3. Pameijer CH, Nilner K. Long term clinical evaluation of three luting materials. *Swed Dent J* 1994;18:59-67.
4. Williams VD. Factors that affect the adhesion of composite to enamel. *Gen Dent* 1982;30:477-80.
5. Anusavice KJ. *Phillips' science of dental materials*. 10th ed. Philadelphia: WB Saunders; 1996. p. 555-81.
6. Smith DC. Dental cements. Current status and future prospects. *Dent Clin North Am* 1983;6:763-92.
7. Craig RG. *Restorative dental materials*. 10th ed. St Louis: CV Mosby; 1997. p. 17-84, 201.
8. Ames WB. A new oxyphosphate for crown seating. *Dent Cosmos* 1892;34:392-3.
9. American National Standards Institute/American Dental Association. Specification No. 8 for zinc phosphate cement. Chicago: American Dental Association; 1977.
10. White SN, Yu Z. Film thickness of new adhesive luting agents. *J Prosthet Dent* 1992;67:782-5.
11. Kay GW, Jablonski DA, Dogon IL. Factors affecting the seating and fit of complete crowns: a computer simulation study. *J Prosthet Dent* 1986;55:13-8.
12. Wang CJ, Millstein PL, Nathanson D. Effects of cement, cement space, marginal design, seating aid materials and seating force on crown cementation. *J Prosthet Dent* 1992;67:786-90.
13. Jorgensen KD. Factors affecting the film thickness of zinc phosphate cements. *Acta Odontol Scand* 1960;18:479-90.
14. Øilo G, Jorgensen KD. The influence of surface roughness on the retentive ability of two dental luting cements. *J Oral Rehabil* 1978;5:377-89.
15. White SN, Yu Z, Tom JF, Sangsurasak S. In vivo microleakage of luting cements for cast crowns. *J Prosthet Dent* 1994;71:333-8.
16. White SN, Furuichi R, Kyomen SM. Microleakage through dentin after crown cementation. *J Endod* 1995;21:9-12.
17. Phillips RW, Swartz ML, Lund MS, Moore BK, Vickery J. In vivo disintegration of luting agents. *J Am Dent Assoc* 1987;114:489-92.
18. Charlton DG, Moore BK, Swartz ML. Direct surface pH determination of setting cements. *Oper Dent* 1991;16:231-8.
19. Margerit J, Cluzel B, Leloup JM, Nurit J, Pauvert B, Terol A. Chemical characterization of in vivo aged zinc phosphate dental cements. *J Mater Sci Mater Med* 1996;7:623-8.
20. Smith DC. A new dental cement. *Br Dent J* 1968;125:381-4.
21. Strutz JM, White SN, Yu Z, Kane CL. Luting cement-metal surface physicochemical interactions on film thickness. *J Prosthet Dent* 1994;72:128-32.
22. Øilo G, Evje DM. Film thickness of dental luting cements. *Dent Mater* 1986;2:85-9.

23. White SN. Adhesive cements and cementation. *J Calif Dent Assoc* 1993;21:30-7.
24. White SN, Yu Z. Compressive and diametral tensile strengths of current adhesive luting agents. *J Prosthet Dent* 1993;69:568-72.
25. White SN, Sorensen JA, Kang SK, Caputo AA. Microleakage of new crown and fixed partial denture luting agents. *J Prosthet Dent* 1992;67:156-61.
26. Dahl BL, Øilo G. Retentive properties of luting agents: an in vitro investigation. *Dent Mater* 1986;2:17-20.
27. Akinmade AO, Hill RG. Influence of cement layer thickness on the adhesive bond strength of polyalkenoate cements. *Biomaterials* 1992;13: 931-6.
28. Akinmade AO, Nicholson JW. Effect of adhesive layer thickness on the bond strength of a zinc polycarboxylate dental cement. *Biomaterials* 1995;16:149-52.
29. Øilo G. Luting cements: a review and comparison. *Int Dent J* 1991;41: 81-8.
30. Swartz ML, Phillips RW, Clark HE. Long-term F release from glass ionomer cements. *J Dent Res* 1984;63:158-60.
31. Wilson AD, Crisp S, Lewis BG, McLean JW. Experimental luting agents based on the glass ionomer cements. *Br Dent J* 1977;142:117-22.
32. McLean JW, Wilson AD, Prosser JJ. Development and use of water-hardening glass ionomer luting cements. *J Prosthet Dent* 1984;52:175-81.
33. Hosada H. Glass ionomer dental cement—the materials and their clinical use. In: Katsuyama S, Ishikawa T, Fujii B, editors. *St Louis: Ishiyaku EuroAmerica*; 1993. p. 16-24,40-6.
34. Wilson AD, Prosser HJ, Powis DM. Mechanism of adhesion of polyelectrolyte cements to hydroxyapatite. *J Dent Res* 1983;62:590-2.
35. Gorodvsky S, Zidan O. Retentive strength, disintegration, and marginal quality of luting cements. *J Prosthet Dent* 1992;68:269-74.
36. Mitchell CA, Douglas WH. Comparison of the porosity of hand-mixed and capsulated glass-ionomer luting cements. *Biomaterials* 1997;18:1127-31.
37. Davidson CL, Van Zeghbroeck L, Feilzer AJ. Destructive stresses in adhesive luting cements. *J Dent Res* 1991;70:880-2.
38. McLean JW. Glass-ionomer cements. *Br Dent J* 1988;164:293-300.
39. Um CM, Øilo G. The effect of early water contact on glass-ionomer cements. *Quintessence Int* 1992;23:209-14.
40. Mojon P, Kaltio R, Feduik D, Hawbolt EB, MacEntee MI. Short-term contamination of luting cements by water and saliva. *Dent Mater* 1996;12:83-7.
41. Ogimoto T, Ogawa T. Simple and sure protection of crown margins from moisture in cementation. *J Prosthet Dent* 1997;78:225.
42. Hornsby PR. Dimensional stability of glass-ionomer cements. *J Chem Tech Biotechnol* 1980;30:595-601.
43. Mitchell CA, Orr JF, Kennedy JG. Factors influencing the failure of dental glass ionomer luting agent due to contraction. *Biomaterials* 1995;16: 11-6.
44. Smith DC, Ruse ND. Acidity of glass ionomer cements during setting and its relation to pulp sensitivity. *J Am Dent Assoc* 1986;112:654-7.
45. Johnson GH, Powell LV, Derouen TA. Evaluation and control of post-cementation pulpal sensitivity: zinc phosphate and glass ionomer luting cements. *J Am Dent Assoc* 1993;124:39-46.
46. McComb D. Adhesive luting cements—classes, criteria, and usage. *Compend Contin Educ Dent* 1996;17:759-73.
47. Jokstad A, Mjor IA. Ten years' clinical evaluation of three luting agents. *J Dent* 1996;24:309-15.
48. Kern M, Kleimeier B, Schaller HG, Strub JR. Clinical comparison of postoperative sensitivity for a glass ionomer and a zinc phosphate luting cement. *J Prosthet Dent* 1996;75:159-62.
49. Forsten L. Short- and long-term fluoride release from glass ionomers and other fluoride containing filling materials in vitro. *Scand J Dent Res* 1990;98:179-85.
50. Diaz-Arnold AM, Holmes DC, Wistrom DW, Swift EJ Jr. Short-term fluoride release/uptake of glass ionomer restoratives. *Dent Mater* 1995;11:96-101.
51. Christensen GJ. Glass ionomer as a luting material. *J Am Dent Assoc* 1990;120:59-62.
52. Mount GJ. *An atlas of glass-ionomer cements: a clinician's guide*. London: Martin Dunitz Ltd., 1990:28.
53. Buonocore M. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955;34:34:849-53.
54. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res* 1982;16:265-73.
55. Vargas MA, Cobb DS, Armstrong SR. Resin-dentin shear bond strength and interfacial ultrastructure with and without a hybrid layer. *Oper Dent* 1997;22:159-66.
56. Sano H, Shono T, Takatsu H, Hosoda H. Microporous dentin zone beneath resin-impregnated layer. *Oper Dent* 1994;19:59-64.

57. Tay FR, Gwinnett JA, Wei SH. Micromorphological spectrum from overdrying to overwetting acid-conditioned dentin in water-free, acetone-based single-bottle primer/adhesives. *Dent Mater* 1996;12:236-44.
58. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Increased wall-to-wall curing contraction in thin bonded resin layers. *J Dent Res* 1989;68:48-50.
59. Alster D, Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Tensile strength of thin resin composite layers as a function of layer thickness. *J Dent Res* 1995;74:1745-8.
60. Sorensen JA, Munksgaard EC. Relative gap formation of resin-cemented ceramic inlays and dentin bonding agents. *J Prosthet Dent* 1996;76: 374-8.
61. Sorensen JA, Munksgaard EC. Relative gap formation adjacent to ceramic inlays with combinations of resin cements and dentin bonding agents. *J Prosthet Dent* 1996;76:472-6.
62. El-Mowafy OM, Fenton AH, Forrester N, Milenkovic M. Retention of metal ceramic crowns cemented with resin cements: effects of preparation taper and height. *J Prosthet Dent* 1996;76:524-9.
63. Groten M, Pröbster L. The influence of different cementation modes on the fracture resistance of feldspathic ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 1997;10:169-77.
64. Watanabe F, Powers JM, Lorey RE. In vitro bonding of prosthodontic adhesives to dental alloys. *J Dent Res* 1988;67:479-83.
65. Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Piotrowski TJ. Tensile fatigue limits of prosthodontic adhesives. *J Dent Res* 1991;70:208-10.
66. Imbery TA, Davis RD. Evaluation of tin-plating systems for a high noble alloy. *Int J Prosthodont* 1993;6:55-9.
67. Gates WD, Diaz-Arnold AM, Aquilino SA, Ryther JS. Comparison of the adhesive strength of a BIS-GMA cement to tin-plated and non-tin-plated alloys. *J Prosthet Dent* 1993;69:12-6.
68. Stokholm R, Isidor F, Ravnholt G. Tensile bond strength of resin luting cement to a porcelain-fusing noble alloy. *Int J Prosthodont* 1996;9:323-30.
69. Jacobsen PH, Rees JS. Luting agents for ceramic and polymeric inlays and onlays. *Int Dent J* 1992;42:145-9.
70. Shinkai K, Suzuki S, Leinfelder KF, Katoh Y. Effect of gap dimension on wear resistance of luting agents. *Am J Dent* 1995;8:149-51.
71. White SN, Kipnis V. Effect of adhesive luting agents on the marginal seating of cast restorations. *J Prosthet Dent* 1993;69:28-31.
72. Yu X, Strutz JM, Kipnis V, White SN. Effect of dynamic loading methods on cement film thickness in vitro. *J Prosthodont* 1995;4:251-5.
73. Diaz-Arnold AM, Williams VD, Aquilino SA. The effect of film-thickness on the bond strength of a prosthodontic adhesive. *J Prosthet Dent* 1991;66:614-8.
74. Burgess JO, Norling BK, Cardenas HL. Fluoride release and flexural strength of five fluoride releasing luting agents. *J Dent Res* 1996;75(Special Issue):70(abstract).
75. Ivoclar. Variolink II scientific documentation. Amherst: Ivoclar North America; 1997.
76. Retief DH, Bradley EL, Denton JC, Switzer P. Enamel and cementum uptake from a glass ionomer cement. *Caries Res* 1984;18:250-7.
77. Wesenberg G, Hals E. The in vitro effect of a glass ionomer cement on dentine and enamel walls. *J Oral Rehabil* 1990;7:35-42.
78. McMillen K, Kerby RE, Thakur A, Johnston WM. Fluoride release of resin-based luting agents. *J Dent Res* 1996;75:68.
79. Erickson RL, Glasspoole EA. Model investigations of caries inhibition by fluoride releasing dental materials. *Adv Dent Res* 1995;9:315-23.
80. Wilson AD. Resin-modified glass-ionomer cements. *Int J Prosthodont* 1990;3:425-9.
81. Sidhu SK, Watson TF. Resin-modified glass-ionomer materials. Part 1: properties. *Dent Update* 1995;22:429-32.
82. White SN, Yu Z, Tom JF, Sangsurasak S. In vivo marginal adaptation of cast crowns luted with different cements. *J Prosthet Dent* 1995;74:25-32.
83. Sidhu SK, Sheriff M, Watson TF. The effects of maturity and dehydration shrinkage on resin-modified glass-ionomer restorations. *J Dent Res* 1997;76:1495-501.
84. Anstice HM, Nicholson JW. Studies on the structure of light-cured glass-ionomer cements. *J Mater Sci Mater Med* 1992;2:447-51.
85. Nicholson JW, McLean JW. A preliminary report on the effect of storage in water on the properties of commercial light-cured glass-ionomer cements. *Br Dent J* 1992;173:98-101.
86. Yap AU. Resin-modified glass ionomer cements: a comparison of water sorption characteristics. *Biomaterials* 1996;17:1897-900.
87. Kanchanasavita W, Pearson A, Pearson GJ. Water sorption characteristics of resin-modified glass-ionomer cements. *Biomaterials* 1997;18:343-9.
88. 3M Dental Products. Vitremer luting cement technical product profile. St Paul: 3M Dental Products Laboratory; 1994.

- 89.** Reinhardt JW, Stephens NH, Fortin D. Effect of Gluma desensitization on dentin bond strength. *Am J Dent* 1995;8:170-2.
- 90.** Mausner IK, Goldstein GR, Georgescu M. Effect of two dentinal desensitizing agents on retention of complete cast coping using four cements. *J Prosthet Dent* 1996;75:129-34.
- 91.** Swift EJ Jr, Lloyd AH, Felton DA. The effect of resin desensitizing agents on crown retention. *J Am Dent Assoc* 1997;128:195-200.
- 92.** Fujisawa S, Kadoma Y. Action of eugenol as a retarder against polymerization of methyl methacrylate by benzoyl peroxide. *Biomaterials* 1997;18:701-3.