

Προσωρινά εμφρακτικά υλικά στην Ενδοδοντία

Z. ΨΗΜΜΑ¹

Temporary filling materials in endodontics: a review

Z. PSIMMA¹

Περίληψη

Εισαγωγή: Τα προσωρινά εμφρακτικά υλικά στην ενδοδοντία χρησιμοποιούνται κυρίως για την έμφραξη της κοιλότητας διάνοιξης μεταξύ των συνεδριών. Σκοπός της εργασίας είναι η ανασκόπηση της βιβλιογραφίας γύρω από τα διαθέσιμα προσωρινά εμφρακτικά υλικά και τις ιδιότητές τους, καθώς και η ανάλυση των στοιχείων που καθορίζουν τη επιλογή του πλέον κατάλληλου υλικού από την σκοπιά της ενδοδοντίας.

Ανασκόπηση: Τα υλικά με βάση το θειικό ασβέστιο παρουσιάζουν ικανοποιητικές αποφρακτικές ιδιότητες για μικρό χρονικό διάστημα, όμως μειονεκτούν από άποψη μηχανικής αντοχής. Φαίνεται ότι είναι επαρκή για την προσωρινή έμφραξη μικρών κοιλότητων διάνοιξης για περιορισμένα χρονικά διαστήματα (<14 ημέρες). Το ελάχιστο απαιτούμενο πάχος είναι 3,5-4 mm. Τα ενισχυμένα υλικά με βάση το μείγμα οξειδίου του ψευδαργύρου και ευγενόλης παρουσιάζουν καλύτερες μηχανικές ιδιότητες και προτείνονται για πιο εκτεταμένες κοιλότητες και μεγαλύτερα χρονικά διαστήματα. Μετά την αφαίρεσή τους, η παραμένουσα ευγενόλη μπορεί να παρεμποδίσει τον πολυμερισμό σύνθετων ρητινών. Οι απλές κόνιες οξειδίου του ψευδαργύρου και ευγενόλης μειονεκτούν, τόσο σε αποφρακτική ικανότητα όσο και σε μηχανικές ιδιότητες. Οι υαλοϊονομερείς κόνιες εμφανίζουν ικανοποιητική αποφρακτική ικανότητα και μηχανική αντοχή και σχηματίζουν δεσμό με τα οδοντικά τοιχώματα. Μπορούν να χρησιμοποιηθούν επίσης ως προσωρινά εμφρακτικά υλικά για μεγαλύτερα χρονικά διαστήματα.

Συμπεράσματα: Όλα τα προσωρινά εμφρακτικά υλικά παρουσιάζουν κάποιο βαθμό μικροδιείσδυσης. Από κλινική άποψη, η επιλογή θα πρέπει να βασίζεται στις αποφρακτικές και μηχανικές ιδιότητες του υλικού, το χρονικό διάστημα παραμονής, την έκταση της κοιλότητας, τις συγκλεισιακές συνθήκες και τον τύπο της επακόλουθης μόνιμης αποκατάστασής τους.

Summary

Introduction: Temporary filling materials are mainly used in endodontics to provide sealing of the access cavity between treatment sessions, to prevent microbial ingress and saliva penetration and also to isolate the interappointment medicament inside the root canal. The aim of this study is to review the literature about the clinically available temporary sealing materials and their properties, and to analyze specific points of interest to the general dentist, which influence the selection of the most suitable material in each case of endodontic treatment.

Review: Materials based on calcium sulfate, like Cavit, Caviton and Coltosol-F, exhibit a satisfactory sealing ability, although only for a limited time period, but cannot withstand mechanical stresses during mastication. They appear to be suitable for short-term (< 14 days) temporary filling of small access cavities. The thickness of the material is a crucial factor for adequate sealing and should be at least 3.5-4 mm. Reinforced zinc-oxide and eugenol cements, like IRM, have been proven to possess superior mechanical properties compared to calcium sulfate ones, and are recommended for the temporary filling of large access cavities and also for longer time periods. However, residual eugenol on the cavity walls following removal of the material may interfere with composite resin polymerization. Non-reinforced zinc-oxide and eugenol cements, like Kalsogen Plus, possess poor sealing ability and inferior mechanical properties. Glass-ionomer cements present superior sealing and mechanical properties and form a chemical bond with dental hard tissue. They can also be used as temporary filling materials for an extended period of time. Temporary filling materials are only meant to be used for a limited time period and should be replaced by permanent restorations as soon as possible following the completion of the endodontic treatment.

Conclusions: It appears that all temporary filling materials allow microleakage to a certain degree. From a clinical point of view, the selection of the material most suitable in each case should be based on the sealing and mechanical properties of the cement, the desired time-frame of application, the extent of the access cavity and hard tissue loss, the masticatory forces expected to be applied and the type of the subsequent permanent restoration.

ΛΕΞΕΙΣ ΚΛΕΙΔΙΑ: Ενδοδοντική θεραπεία, προσωρινή έμφραξη, μικροδιείσδυση.

KEY WORDS: Endodontic treatment, temporary filling material, microleakage.

Στάλθηκε στις 10.3.2009. Εγκρίθηκε στις 12.5.2009.
¹ Οδοντίατρος

Received on 10th March, 2009. Accepted on 12th May, 2009.
¹ Dentist

Εισαγωγή

Στόχος της ενδοδοντικής θεραπείας είναι ο καθαρισμός και διαμόρφωση του ριζικού σωλήνα για την εξάλειψη ιστικών υπολειμμάτων και μικροβίων¹. Η πρόληψη της επιμόλυνσης του ριζικού σωλήνα από σάλιο, υγρά και μικρόβια κατά τη διάρκεια και μετά το πέρας της ενδοδοντικής θεραπείας αποτελεί σημαντικό παράγοντα για την επιτυχία της².

Αν και η ολοκλήρωση της ενδοδοντικής θεραπείας σε μία συνεδρία γίνεται ολοένα και πιο αποδεκτή³, συχνά απαιτούνται δύο ή και περισσότερες συνεδρίες. Στο μεσοδιάστημα των συνεδριών είναι απαραίτητη η προσωρινή έμφραξη της κοιλότητας πρόσβασης. Η βασική λειτουργία ενός προσωρινού εμφρακτικού υλικού στην ενδοδοντία είναι η αποτροπή της εισόδου σάλιου και μικροβίων στον ριζικό σωλήνα, ώστε να προληφθεί η μόλυνση ή η επαναμόλυνσή του⁴. Επιπλέον η προσωρινή έμφραξη αποτρέπει την έξοδο του αντισηπτικού προς το στοματικό περιβάλλον⁴. Με αυτόν τον τρόπο διατηρείται η αποτελεσματικότητα του αντισηπτικού και αποτρέπονται χημικοί ερεθισμοί του στοματικού βλεννογόνου⁴.

Καθώς τα προσωρινά εμφρακτικά υλικά αποτελούν μια βραχυπρόθεσμη λύση, στο παρελθόν δέχτηκαν περιορισμένη προσοχή⁵. Παρ' όλα αυτά, αποτυχία της προσωρινής έμφραξης μπορεί να οδηγήσει σε επαναμόλυνση του ριζικού σωλήνα, επιπλέον συνεδρίες⁵, ενώ, εάν δεν γίνει έγκαιρα αντιληπτή, ακόμη και σε αποτυχία της θεραπείας⁶.

Οι ιδιότητες, επομένως, που πρέπει να πληροί ένα προσωρινό εμφρακτικό υλικό για χρήση στην ενδοδοντία είναι οι ακόλουθες:

1. Καλή αποφρακτική ικανότητα στα όρια υλικού – οδοντικών ιστών⁷,
2. απουσία πόρων στη μάζα του υλικού και ειδικά στην επιφάνεια⁷,
3. αντοχή στη συμπίεση και την αποτριβή⁷,
4. αντοχή σε υγρό περιβάλλον⁸,
5. ογκομετρικές μεταβολές λόγω μεταβολής της θερμοκρασίας παρόμοιες με αυτές των οδοντικών ιστών⁷,
6. συμβατότητα με τα φάρμακα και τα υλικά που χρησιμοποιούνται στην ενδοδοντική θεραπεία και την αποκατάσταση του δοντιού⁷,
7. μικρός χρόνος πήξης στο περιβάλλον της στοματικής κοιλότητας⁹,
8. ευκολία κατά την τοποθέτηση και αφαίρεση⁷,
9. αποδεκτή αισθητική εμφάνιση⁷ και
10. λογικό κόστος¹⁰.

Πλήθος προσωρινών εμφρακτικών υλικών έχει χρησιμοποιηθεί για την έμφραξη των κοιλοτήτων διάνοιξης¹¹. Τα υλικά που διατίθενται σήμερα και προτείνονται για χρήση με βάση τη βιβλιογραφία, μπορούν να διαχωριστούν ανάλογα με τη σύνθεσή τους σε:

- υλικά με βάση το θειικό ασβέστιο,
- υλικά με βάση το μίγμα οξειδίου του ψευδαργύρου-ευγενόλης,
- υαλοϊονομερείς κονίες.

Σκοπός αυτής της εργασίας είναι η ανασκόπηση της βιβλιογραφίας γύρω από τα διαθέσιμα προσωρινά εμφρακτικά υλικά και τις ιδιότητές τους, καθώς και η ανάλυση των στοιχείων εκείνων, που καθορίζουν την επιλογή του πλέον κατάλληλου υλικού από τη σκοπιά της ενδοδοντίας.

Υλικά με βάση το θειικό ασβέστιο

Cavit

Το Cavit (3M-ESPE GmbH, Seefeld, Germany) είναι ένα από τα πιο συχνά χρησιμοποιούμενα προσωρινά εμφρακτικά υλικά στην ενδοδοντία¹². Η σύστασή του παρουσιάζεται στον Πίνακα I. Το Cavit και γενικά τα υλικά με βάση το θειικό ασβέστιο διαθέτουν υγροσκοπικές ιδιότητες κατά τις πρώτες ώρες παραμονής του στη στοματική κοιλότητα, γεγονός που οδηγεί στη διαστολή τους^{14,15}. Σύμφωνα με τον κατασκευαστή¹⁶, το Cavit πρέπει να τοποθετείται στην κοιλότητα σε περιβάλλον υγρασίας.

Τα Cavit-G και Cavit-W είναι είδη Cavit που διαφέρουν στο περιεχόμενό τους σε ρητίνη και στην επακόλουθη σκληρότητα μετά την πήξη¹⁷. Το ρητινώδες τμήμα του υλικού περιορίζει την απορρόφηση υγρασίας¹⁷. Η σκληρότητα και η σταθερότητα των διαστάσεων ελαττώνονται κατά σειρά στα Cavit, Cavit-W, Cavit-G¹⁷. Οι προτεινόμενες από τον κατασκευαστή χρήσεις των διαφόρων τύπων του υλικού παρουσιάζονται στον Πίνακα II.

Το Cavit παρουσιάζει ευκολία στους χειρισμούς κατά την τοποθέτηση και την αφαίρεση από τις κοιλότητες διάνοιξης¹⁴. Επιπλέον, διατίθεται προαναμεμιγμένο^{5,14} και έτσι αποφεύγεται η χρονοβόρα διαδικασία μείξης⁵. Εντούτοις, σημαντική ανομοιογένεια στη μάζα του υλικού έχει διαπιστωθεί, γεγονός που αυξάνει πιθανώς τη διαπερατότητά του⁴.

ΠΙΝΑΚΑΣ I

Χημική σύσταση των Cavit, Cavit-G και Cavit W¹³

Συστατικά	% κ.β.
Οξείδιο του ψευδαργύρου	30 - 50
Θειικό ασβέστιο	1 - 30
Θειικό βάριο	0 - 20
Τάλκης (talk)	0 - 20
Αιθυλένο-αμφι-(οξυαιθυλένο)-διοξικός εστέρας	10 - 20
Θειικός ψευδάργυρος	5 - 10
Πολυοξικός βινυλεστέρας	1 - 5

ΠΙΝΑΚΑΣ II

Ιδιότητες και ενδείξεις για τη χρήση των Cavit, Cavit-W και Cavit-G σύμφωνα με τον κατασκευαστή¹⁸

Υλικό	Ιδιότητες	Ενδείξεις
Cavit	υψηλή επιφανειακή σκληρότητα	προσωρινή έμφραξη κοιλοτήτων που αναμένεται να δεχτούν συγκλεισιακή φόρτιση
Cavit-W	μειωμένη επιφανειακή σκληρότητα, αυξημένη προσκολλητική ικανότητα	προσωρινή έμφραξη κατά την ενδοδοντική θεραπεία
Cavit-G	πλήρως αφαιρούμενο με εργαλεία χειρός	προσωρινή έμφραξη κοιλοτήτων για ένθετες εμφράξεις

Το υλικό αυτό γενικά θεωρείται ότι έχει καλή αποφρακτική ικανότητα^{4,14,15,19-25}. Σε κλινική έρευνα διαπιστώθηκε ότι το Cavit δεν παρουσίασε μικροβιακή διείσδυση σε κανένα από τα δόντια που εξετάστηκαν για 21 ημέρες²⁶. Βέβαια το διάστημα κατά το οποίο το υλικό δεν παρουσιάζει μικροδιείσδυση περιορίζεται στις 7 ημέρες σύμφωνα με *ex vivo* μελέτες²⁷.

Η αποφρακτική του ικανότητα αποδίδεται στη γραμμική υγροσκοπική διαστολή που παρουσιάζει²⁸, εξαιτίας της οποίας το υλικό ωθείται προς τα τοιχώματα της κοιλότητας, μειώνοντας το πλάτος του κενού στο όριο οδοντικού τοιχώματος-έμφραξης^{25,29,30}.

Υποστηρίζεται ότι η αποφρακτική ικανότητα του Cavit δεν επηρεάζεται από τις θερμικές μεταβολές που συμβαίνουν αναπόφευκτα στη στοματική κοιλότητα³¹. Στην πλειονότητα των μελετών που εφαρμόζεται επαναλαμβανόμενη θερμική καταπόνηση, η αποφρακτική ικανότητα του Cavit δεν φαίνεται να επηρεάζεται σημαντικά^{4,7,21,22,31-36}, σε αντίθεση με τα IRM^{31,37} και Kalsogen³⁷. Είναι πιθανό ότι η ικανότητα του υλικού να απορροφά νερό και να διαστέλλεται^{5,37} του επιτρέπει να αντισταθμίζει τα μικροκενά που δημιουργούνται στα όρια κατά τις μεταβολές της θερμοκρασίας⁵. Βέβαια, το Cavit είναι ένα εγγενώς πορώδες υλικό²⁹ και για τον λόγο αυτό αναμένεται ότι μικροδιείσδυση μπορεί να συμβεί εκτός από τη διεπιφάνεια υλικού-οδοντικών ιστών και μέσω της μάζας του υλικού^{4,17,24,27,31}. Σε παλαιότερη μελέτη βρέθηκε ότι οι διαφορές στη μικροδιείσδυση μεταξύ των Cavit, Cavit-G, Cavit-W και IRM μετά από 7 ημέρες και επαναλαμβανόμενη θερμική καταπόνηση δεν ήταν σημαντικές στη διεπιφάνεια οδοντικού τοιχώματος - υλικού, αλλά κυρίως στη μάζα του υλικού³³. Γι' αυτό το λόγο το πάχος της προσωρινής έμφραξης ίσως αποτελεί σημαντικό παράγοντα⁴.

Υποστηρίζεται ότι οι προσωρινές εμφράξεις με Cavit πρέπει να έχουν πάχος τουλάχιστον 3-3,5 mm ώστε να εξασφαλίσουν μια ικανοποιητική έμφραξη στις πρώτες 48 ώρες⁴, καθώς η έκταση της μικροδιείσδυσης φαίνεται να εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από το πάχος του υλικού^{33,38,39}. Βέβαια, κατά την αξιολόγηση προσωρινών εμφράξεων με Cavit, έχει παρατηρηθεί μια ζώνη έντονης μικροδιείσδυσης και μια επιπρόσθετη

ζώνη με περιορισμένη μικροδιείσδυση, συνολικού πάχους 4,27 mm μετά από 7 ημέρες³¹. Συνεπώς, η σύσταση για ελάχιστο πάχος 3,5 mm υλικού ίσως πρέπει να αναθεωρηθεί¹⁷. Βέβαια, άλλη μελέτη υποστηρίζει ότι δεν υπάρχει συσχέτιση μεταξύ του πάχους του υλικού και της ποιότητας της έμφραξης⁷.

Ένα βασικό μειονέκτημα του Cavit είναι οι μέτριες μηχανικές του ιδιότητες, οι οποίες αποτρέπουν τη χρήση του σε μεγάλες και πολύπλοκες κοιλότητες³⁶. Το Cavit αναφέρεται ότι παρουσιάζει μικρότερη αντοχή στην αποτριβή και περίπου τη μισή αντοχή στη συμπίεση σε σχέση με κονίες οξειδίου του ψευδαργύρου και ευγενόλης¹⁵. Σε μελέτη όπου εφαρμόστηκε συνδυασμός μηχανικής φόρτισης και επαναλαμβανόμενης θερμικής καταπόνησης, βρέθηκε αύξηση των κενών στα όρια³⁷, ενώ σε νεότερη μελέτη διαπιστώθηκε ότι το Cavit παρουσιάζει μεγαλύτερα ποσοστά μικροβιακής διείσδυσης μετά τη μηχανική φόρτιση⁴⁰.

Ένα επιπλέον μειονέκτημα του Cavit είναι η αργή πήξη του⁴¹. Ο ιδανικός χρόνος πήξης ενός προσωρινού εμφρακτικού υλικού είναι 2-3 min από τη στιγμή της τοποθέτησης στη στοματική κοιλότητα⁴². Ο κατασκευαστής συστήνει αποφυγή έκθεσης σε δυνάμεις μάσησης για 2 ώρες περίπου μετά την τοποθέτηση του¹⁶.

Το απλό Cavit φαίνεται να υπερέχει σε μηχανικές ιδιότητες σε σχέση με το Cavit-W⁷. Αντίθετα, όμως, το Cavit W φαίνεται ότι είναι το λιγότερο διαπερατό μετά από 7 ημέρες και επαναλαμβανόμενη θερμική καταπόνηση³³. Το Cavit-G αναγνωρίζεται γενικά ως ο λιγότερο ανθεκτικός μηχανικά τύπος Cavit³⁵ και, επιπλέον, δεν προτείνεται από τον κατασκευαστή¹⁸ (Πίνακας II) για προσωρινή έμφραξη της κοιλότητας διάνοιξης κατά την ενδοδοντική θεραπεία. Για τους λόγους αυτούς η χρήση του στην ενδοδοντία αντενδείκνυται.

Τα υλικά με βάση το θειικό ασβέστιο μπορεί να είναι χρήσιμα σε δόντια που δεν υπόκεινται σε συγκλεισιακές φορτίσεις⁵. Το Cavit φαίνεται ότι παρουσιάζει βραχυπρόθεσμα (24 ώρες) καλύτερες αποφρακτικές ιδιότητες σε σχέση με το IRM¹⁴, ενώ δεν βρέθηκαν σημαντικές διαφορές μεταξύ Cavit και IRM σε διάστημα 10 ημερών και μηχανική φόρτιση ή επαναλαμβανόμενη θερμική καταπόνηση^{8,43}.

Γενικά, φαίνεται ότι το Cavit έχει καλές αποφρακτικές ιδιότητες όταν χρησιμοποιείται σε απλές κοιλότητες πρόσβασης και για περιορισμένο χρονικό διάστημα³⁶. Για τους λόγους αυτούς είναι ιδιαίτερα δημοφιλής ως προσωρινό εμφρακτικό υλικό στην ενδοδοντία, κυρίως όταν πρόκειται για βραχυπρόθεσμη χρήση⁵ και αποτελεί υλικό αναφοράς με το οποίο συγκρίνεται κάθε νέο προσωρινό εμφρακτικό υλικό.

Caviton

Το Caviton (GC Corporation Tokyo, Japan) είναι προσωρινό εμφρακτικό υλικό με βάση το θεικό ασβέστιο, το οποίο περιέχει ως σκληρυντικό παράγοντα γύψο (Πίνακας III), η οποία δίνει τη δυνατότητα στην αντίδραση πήξης να ξεκινήσει σταδιακά από την περιοχή όπου υπάρχει υγρασία⁴⁵. Το υλικό διατίθεται προαναμεμιγμένο⁴⁵.

ΠΙΝΑΚΑΣ III

Χημική σύσταση του Caviton⁴⁴

Συστατικά	% κ.β.
Παρισινή γύψος	30%
Οξειδίο του ψευδαργύρου	40–50%
Βινυλεστέρας του οξικού οξέος	10–15%
Αιθανόλη	5–10%

Το Caviton φαίνεται να υπερέχει σε αποφρακτικές ιδιότητες σε σχέση με το Cavit τόσο μετά από θερμική καταπόνηση²⁴ όσο και μετά από συνδυασμό θερμικής και μηχανικής καταπόνησης⁴⁰. Εντούτοις, πρόσφατη έρευνα σχετικά με την αντίσταση στη αποτριβή και την αποφρακτική του ικανότητα έδειξε μέτριες επιδόσεις για το εν λόγω υλικό, διαπιστώνοντας ότι η φθορά του ήταν ίση με τα 2/3 του συνολικού ύψους της αποκατάστασης και ότι το συγκεκριμένο υλικό δεν έχει επαρκή αποφρακτική ικανότητα όταν το πάχος του είναι μικρότερο από 3 mm⁴⁵.

Coltosol-F

Το Coltosol-F (Coltene Whaledent, Mahwah, NJ, USA) είναι ένα προσωρινό εμφρακτικό υλικό για μικρής χρονικής διάρκειας εμφράξεις, που δεν υπερβαίνουν τις 2 εβδομάδες, σύμφωνα με τον κατασκευαστή⁴⁶. Η σύστασή του παρουσιάζεται στον Πίνακα IV.

Το Coltosol-F είναι υγροσκοπικό και παρουσιάζει υγροσκοπική διαστολή², η οποία είναι 17–20% κ.ο.⁴⁸. Η διαστολή αυτή ίσως βοηθά στην καλή προσαρμογή του υλικού στα τοιχώματα της κοιλότητας^{40,49-51}, αν και εκφράζονται και αντίθετες απόψεις^{4,41}. Σε πρόσφατη ex vivo μελέτη, το Coltosol-F παρουσίασε καλή αποφρακτική ικανότητα, χωρίς σημαντικές διαφορές από την

ΠΙΝΑΚΑΣ IV

Χημική σύσταση του Coltosol-F^{46,47}

Συστατικά	% κ.β.
Οξειδίο του ψευδαργύρου	> 25
Μονοένυδρος θειικός ψευδάργυρος	> 25
Ημιένυδρο θειικό ασβέστιο	Δεν αναφέρεται
Διατομική γη	Δεν αναφέρεται
Ρητίνη EVA	Δεν αναφέρεται
Φθοριούχο νάτριο	0,1
Άρωμα μέντας	Δεν αναφέρεται

υαλιόνομερή κονία, αλλά σημαντικά καλύτερη από το IRM, μετά από επαναλαμβανόμενη θερμική καταπόνηση².

Ωστόσο, η υγροσκοπική διαστολή του υλικού φαίνεται να είναι ανεπιθύμητα υψηλή και να εξελίσσεται κατά στάδια⁴⁸. Εξαιτίας αυτού του φαινομένου μπορούν να συσσωρευτούν δυνάμεις συμπίεσης στη μάζα του υλικού, αλλά και στα περιβάλλοντα τοιχώματα⁴⁸. Η προκαλούμενη παραμόρφωση ίσως δημιουργεί ρωγμές στο εσωτερικό τμήμα των οδοντικών τοιχωμάτων και στο όριο οδοντίνης - αδαμαντίνης λόγω των διαφορετικών μηχανικών τους ιδιοτήτων⁴⁸. Η προσωρινή εμφραξη κοιλότητων VI ομάδας με Coltosol-F σε ενδοδοντικά θεραπευμένα δόντια οδήγησε σε επιμήκη και λοξά κατάγματα των δοντιών⁵², ενώ η υγροσκοπική διαστολή του υλικού μετά από 20 ημέρες φαίνεται ότι μπορεί να οδηγήσει σε εκτροπή των φυμάτων, ατελές αλλά και τέλειο κάταγμα του δοντιού⁴⁸. Επιπλέον, οι μασητικές δυνάμεις που αναπτύσσονται in vivo μπορεί να επιδεινώσουν αυτή την ανεπιθύμητη εξέλιξη⁴⁸.

Με βάση τα παραπάνω ευρήματα, η χρήση του υλικού για προσωρινή εμφραξη σε ενδοδοντικά θεραπευμένα δόντια με εκτεταμένη απώλεια οδοντικών ιστών είναι σκόπιμο να αποφεύγεται⁴⁸. Οι ίδιοι οι κατασκευαστές, άλλωστε, τονίζουν ότι η χρήση του αντενδείκνυται σε εκτεταμένες κοιλότητες^{46,53}.

Υλικά με βάση το οξειδίο του ψευδαργύρου - ευγενόλη

IRM

Το IRM (Intermediate Restorative Material, Caulk Co., Milford, Del.) είναι ένα ενισχυμένο υλικό με βάση οξειδίου του ψευδαργύρου και ευγενόλης⁴³ (Πίνακας V). Η προσθήκη πολυμερούς μεθακρυλικού μεθυλεστέρα καθιστά το υλικό ελαφρώς υδρόφοβο⁴³ και βελτιώνει τις μηχανικές του ιδιότητες (σκληρότητα, αντοχή στη συμπίεση)^{23,57}, αλλά και την αντοχή του σε περιβάλλον υγρασίας⁴³. Για την παρασκευή του IRM απαιτείται ανάμιξη της σκόνης και του υγρού¹⁴. Η προτεινόμενη αναλογία σύμφωνα με τον κατασκευαστή είναι 6:1⁵⁴.

ΠΙΝΑΚΑΣ V

Χημική σύσταση του IRM^{29,54-56}

Σκόνη	% κ.β.
Οξειδίο του ψευδαργύρου Πολυμερές μεθακρυλικού μεθυλε- στερά Χρωστική	75–80 20 Δεν αναφέρεται
Υγρό	% κ.β.
Ευγενόλη	>98
Οξικό οξύ <2	<2

Σε κλινική μελέτη μικροβιακής διείσδυσης δεν βρέθηκε σημαντική διαφορά ανάμεσα στο IRM και το Cavit σε διάστημα 21 ημερών²⁶. Φαίνεται ότι η μάζα του IRM είναι λιγότερο διαπερατή από τη μάζα του Cavit^{24,27}, όμως η μικροδιείσδυση στη διεπιφάνεια υλικού-οδοντικού τοιχώματος είναι πιο εκτεταμένη στο IRM^{14,24,25,31,33,58}. Παρά τις βελτιωμένες μηχανικές ιδιότητες, οι αποκαταστάσεις με IRM παρουσιάζουν σημαντικά αυξημένη μικροδιείσδυση και αυξημένα ποσοστά ρωγμών στα όρια μετά από θερμική ή/και μηχανική καταπόνηση^{7,37}.

Η συμπεριφορά του IRM στη διεπιφάνεια δοντιού-υλικού επηρεάζεται σημαντικά από τις μεταβολές της θερμοκρασίας⁵⁹. Το IRM παρουσιάζει αύξηση των μικροκενών και της μικροδιείσδυσης κατά τη διάρκεια της επαναλαμβανόμενης θερμικής καταπόνησης^{14,19,20,33,60,61}, γεγονός που αποδόθηκε στην αστάθεια των διαστάσεων του κατά τη διάρκεια θερμικών φορτίσεων^{19,20,57,59}.

Η μικροδιείσδυση των εμφράξεων με IRM φαίνεται να εξαρτάται επίσης από τη συστολή του υλικού κατά την πήξη¹⁷, αλλά πιθανώς και από τη διαδικασία μείξης και την επακόλουθη έλλειψη ομοιογένειας³⁶. Πολυάριθμα κενά και φυσαλίδες παρατηρούνται κατά τη μελέτη τομών IRM^{7,20,25,58,61}, που είναι αποτέλεσμα των διαδικασιών μείξης και τοποθέτησης⁸. Τα κενά αυτά θα μπορούσαν ενδεχομένως να μειωθούν με τη χρήση μικρότερης αναλογίας σκόνης-υγρού⁵⁷.

Η μείξη του υλικού σύμφωνα με τις οδηγίες του κατασκευαστή (6:1)⁵⁴ οδηγεί στην παραγωγή ενός μείγματος που είναι ιδιαίτερα παχύρρευστο και δύσκολο να εφαρμοστεί στα τοιχώματα της κοιλότητας⁷ συγκριτικά με τα περισσότερα προσωρινά εμφρακτικά υλικά⁸. Μελέτες αναφέρουν ότι με αλλαγή της αναλογίας σκόνης-υγρού ο χειρισμός, αλλά και η αποφρακτική ικανότητα του IRM, μπορεί να βελτιωθεί^{35,57}. Ωστόσο, με αυτόν τον τρόπο αυξάνεται ο χρόνος πήξης³⁵ και επιδεινώνονται οι μηχανικές ιδιότητες του IRM⁶².

Πρόσφατες, βέβαια, μελέτες καταλήγουν ότι δεν υπάρχουν σημαντικές διαφορές στη μικροδιείσδυση

που παρουσιάζουν τα υλικά με μήτρα θειικού ασβεστίου και αυτά με μήτρα οξειδίου του ψευδαργύρου και ευγενόλης σε διάστημα 10 ημερών μετά από θερμική καταπόνηση^{8,43}.

Οι κατασκευαστές συστήνουν τη χρήση του IRM ως προσωρινό εμφρακτικό υλικό μέχρι και για ένα έτος⁵⁴. Παρ' όλα αυτά, το IRM τείνει να εμφανίζει πιο εκτεταμένη μικροδιείσδυση με την αύξηση του χρόνου παραμονής³⁵. Σε ex vivo μελέτη διαπιστώθηκε ότι η μικροδιείσδυση του IRM αυξήθηκε σημαντικά μετά από 4 εβδομάδες, συγκριτικά με την πρώτη εβδομάδα του πειράματος².

Βασικό, επίσης, μειονέκτημα του IRM είναι ότι η ευγενόλη που παραμένει στην οδοντική επιφάνεια αλληλεπιδρά με τις σύνθετες ρητίνες και αναστέλλει τον πολυμερισμό τους^{63,64}. Για τον λόγο αυτό η χρήση υλικών με μήτρα οξειδίου του ψευδαργύρου και ευγενόλης αντενδείκνυται ως προσωρινή έμφραξη σε κοιλότητες που η μόνιμη αποκατάστασή τους αναμένεται να γίνει με σύνθετες ρητίνες.

Kalsogen Plus

Το Kalsogen Plus (DeTrey, Dentsply, York, PA, USA) είναι εμφρακτικό υλικό με βάση το οξειδίο του ψευδαργύρου και την ευγενόλη χωρίς ενισχυτικούς παράγοντες¹¹ (Πίνακας VI). Το υλικό αυτό διατίθεται σε μορφή σκόνης – υγρού⁶⁵. Η προτεινόμενη αναλογία μείξης

ΠΙΝΑΚΑΣ VI

Χημική σύσταση του Kalsogen Plus^{65,66}

Σκόνη	% κ.β.
Οξειδίο του ψευδαργύρου	99
Υγρό	% κ.β.
Ευγενόλη	93

είναι 4,5:1⁶⁵.

Το υλικό φαίνεται ότι είναι λιγότερο αποτελεσματικό όσον αφορά την αποτροπή της μικροδιείσδυσης από το Cavit, μετά από μηχανική και θερμική φόρτιση³⁷. Σε γενικές γραμμές, οι απλές κονίες οξειδίου του ψευδαργύρου και ευγενόλης καταλήγουν σε αρχικές εμφράξεις με μη ικανοποιητικά χαρακτηριστικά, οι οποίες παρουσιάζουν μικρή βελτίωση μετά από 1 εβδομάδα¹¹. Μικρότερη αναλογία σκόνης-υγρού (2:1) παρέχει καλύτερη αρχική αποφρακτική ικανότητα, αλλά οι ιδιότητες των εμφράξεων επιδεινώνονται με την πάροδο του χρόνου³⁵. Επιπλέον, γενικά, όταν απαιτείται παρατεταμένη χρήση τους, οι μηχανικές τους ιδιότητες αποδυναμώνονται ανεπαρκώς⁵.

Υαλοϊονομερείς Κονίες

Στη βιβλιογραφία υποστηρίζεται ότι εμφρακτικά υλικά όπως η υαλοϊονομερής κονία μπορούν να ενισχύσουν την έμφραξη για μεγαλύτερα χρονικά διαστήματα σε σχέση με συχνά χρησιμοποιούμενα προσωρινά υλικά, όπως τα Cavit και IRM⁶⁷. Η υαλοϊονομερής κονία είναι ένα υλικό που παρέχει δυνατότητες προσκόλλησης με τους οδοντικούς ιστούς², καθώς δημιουργεί χημικό δεσμό με την οδοντίνη και την αδαμαντίνη⁴⁸.

Η μικροδιδείσδυση που παρουσιάζει η υαλοϊονομερής κονία για χρονικό διάστημα 8 εβδομάδων δεν φαίνεται να διαφέρει σημαντικά από τη μικροδιδείσδυση στην άθικτη μυλική επιφάνεια¹⁹, ενώ η υαλοϊονομερής κονία παρουσίασε καλύτερα αποτελέσματα από το Cavit-W μετά από διάστημα 30 ημερών⁶⁸. Σε μια πρόσφατη μελέτη, η υαλοϊονομερής κονία που χρησιμοποιήθηκε μεμονωμένα ή πάνω από στρώμα IRM παρείχε σημαντικά λιγότερη μικροδιδείσδυση, συγκρινόμενη με τα Cavit, IRM και υαλοϊονομερή κονία πάνω από στρώμα Cavit⁶⁹ και ήταν το μόνο υλικό που απέτρεψε τη διείσδυση μικροβίων για χρονικό διάστημα 30 ημερών⁶⁹. Η υαλοϊονομερής κονία φαίνεται ότι έχει καλή αποφρακτική ικανότητα, ανώτερη του IRM².

Οι δεσμοί που σχηματίζονται μεταξύ υαλοϊονομερούς κονίας και οδοντικών τοιχωμάτων φαίνεται να εξηγούν την ικανοποιητική αποφρακτική ικανότητα των κονιών⁷⁰, όμως η συρρίκνωση του υλικού κατά τη διάρκεια της πήξης^{41,50} μπορεί να καταλήξει σε διάσπαση των δεσμών αυτών⁴⁸. Επιπλέον, έχει αναφερθεί ότι η ευαισθησία του υλικού κατά τους χειρισμούς μπορεί να επηρεάσει την αποφρακτική του ικανότητα^{41,50}, όπως και η παρουσία άμορφου ρυπαρού επιχρίσματος (smear layer) στα τοιχώματα της κοιλότητας⁴¹.

Άλλες κατηγορίες υαλοϊονομερών κονιών, όπως οι ρητινωδώς τροποποιημένες και οι ενισχυμένες με σωματίδια μετάλλων, δεν χρησιμοποιούνται συχνά στα πλαίσια της ενδοδοντίας. Η ρητινωδώς τροποποιημένη υαλοϊονομερής κονία παρουσιάζει ογκομετρικές μεταβολές που φτάνουν το 6% του συνολικού όγκου⁷¹. Οι ενισχυμένες με σωματίδια μετάλλων υαλοϊονομερείς κονίες, οι οποίες συστήνονται από τους κατασκευαστές για προσωρινές εμφράξεις οπισθίων, παρουσιάζουν αυξημένη αντίσταση στη φθορά και την κάμψη, όμως δε δημιουργούν με την οδοντική δομή τόσο ισχυρούς δεσμούς όσο οι απλές υαλοϊονομερείς κονίες¹¹.

Η επιλογή της υαλοϊονομερούς για ενδιάμεση έμφραξη μεταξύ των συνεδριών της ενδοδοντικής θεραπείας περιορίζεται περαιτέρω από την ευαισθησία του υλικού κατά την τοποθέτηση^{41,50}, τη δυσκολία κατά την αφαίρεση στη διάκριση της υαλοϊονομερούς από την περιβάλλουσα οδοντική ουσία σε ορισμένες περιπτώσεις, και το κόστος¹¹. Παρ' όλα αυτά, οι ιδιότητες των υαλοϊονομερών κονιών τις καθιστούν αποτελεσματικές ως προσωρινά εμφρακτικά υλικά στην ενδοδοντία, ενώ μπορούν επίσης να χρησιμοποιηθούν σε περι-

πτώσεις όπου απαιτείται η τοποθέτηση προσωρινής έμφραξης για μεγαλύτερο χρονικό διάστημα¹¹.

Συζήτηση

Οι κλινικές μελέτες της αποφρακτικής ικανότητας προσωρινών εμφρακτικών υλικών είναι ελάχιστα^{26,32,72}. Επιπροσθέτως, οι διαθέσιμες *ex vivo* μελέτες συχνά αναφέρουν αντικρουόμενα αποτελέσματα, που αντανακλούν διαφορετικές μεθοδολογίες για την προσομοίωση των κλινικών συνθηκών και την αξιολόγηση της μικροδιδείσδυσης^{4,7,14,27,28,31,73,74}. Εξαιτίας αυτού, η σύγκριση των αποτελεσμάτων διαφορετικών μελετών είναι δύσκολη ή και αδύνατη¹¹, ενώ τα αποτελέσματα *ex vivo* μελετών, όπου ο πειραματικός σχεδιασμός δεν μιμείται όλες τις πιθανές κλινικές συνθήκες, πρέπει να εξετάζονται με επιφύλαξη⁴³.

Για τη μελέτη της αποφρακτικής ικανότητας των υλικών χρησιμοποιείται συχνά η μέθοδος της διείσδυσης χρωστικών. Τα στοιχεία που συνάγονται από τέτοιου είδους μελέτες περιορίζονται συνήθως από την αξιολόγηση της μικροδιδείσδυσης σε δισδιάστατες τομές^{24,37} και την υποκειμενική ερμηνεία του ερευνητή¹¹, ενώ οι τεχνικές αυτές απαιτούν την καταστροφή του μοντέλου για τις μετρήσεις και δεν επιτρέπουν μετρήσεις στο ίδιο δοκίμιο σε διάφορες χρονικές περιόδους¹⁷. Επιπλέον, οι περισσότερες έρευνες επικεντρώνονται στη μικροδιδείσδυση κατά μήκος της επιφάνειας υλικού – οδοντικού τοιχώματος^{14,25,58}, χωρίς να εξετάζουν τη μάζα του υλικού έμφραξης^{14,25}.

Οι μεταβολές στη θερμοκρασία της στοματικής κοιλότητας έχει αποδειχτεί ότι επηρεάζουν την οριακή εφαρμογή των εμφρακτικών υλικών⁴¹, διότι οι συντελεστές θερμικής διαστολής των υλικών και της οδοντίνης διαφέρουν³³. Η διαφορά αυτή εικάζεται ότι αποτελεί βασικό στοιχείο στην αιτιολογία της μικροδιδείσδυσης και έτσι η επαναλαμβανόμενη θερμική καταπόνηση είναι αναγκαίο να περιλαμβάνεται σε κάθε μελέτη μικροδιδείσδυσης, για την πληρέστερη προσομοίωση των συνθηκών που επικρατούν στη στοματική κοιλότητα^{34,59}.

Επιπλέον, φαίνεται ότι η *ex vivo* αξιολόγηση της μικροδιδείσδυσης των προσωρινών εμφρακτικών υλικών χωρίς εφαρμογή μηχανικής καταπόνησης είναι περιορισμένης αποδεικτικής αξίας⁵. Οι συγκλεισιακές δυνάμεις που αναπτύσσονται στη στοματική κοιλότητα πρέπει να λαμβάνονται πάντοτε υπόψη κατά την αξιολόγηση της αποτελεσματικότητας ενός προσωρινού εμφρακτικού υλικού⁹, χωρίς ωστόσο η *ex vivo* φόρτιση να αντικατοπτρίζει απόλυτα την πραγματικότητα⁴⁵.

Ακόμη, στις περισσότερες μελέτες οι προσωρινές εμφράξεις τοποθετούνται σε ιδανικά μικρές κοιλότητες διάνοιξης, που παρασκευάζονται σε άθικτα δόντια⁵. Ωστόσο, στην κλινική πράξη η πλειονότητα των δοντιών στα οποία γίνεται ενδοδοντική θεραπεία παρουσιάζουν εκτεταμένη απώλεια οδοντικής ουσίας⁵.

Στην περίπτωση αυτή οι μηχανικές ιδιότητες του υλικού αποκτούν εξέχουσα σημασία⁵.

Η βασική λειτουργία που επιτελεί το προσωρινό εμφρακτικό υλικό, στα πλαίσια της ενδοδοντικής θεραπείας, είναι η επαρκής έμφραξη της κοιλότητας διάνοιξης και αποτροπή της μικροδιείσδυσης⁵. Η αποκατάσταση της μορφής και της λειτουργίας του δοντιού στην περίπτωση αυτή είναι δευτερεύουσας σημασίας⁵, δεδομένου και του περιορισμένου χρονικού διαστήματος μεταξύ έναρξης και ολοκλήρωσης της ενδοδοντικής θεραπείας. Επιπλέον, σε περιπτώσεις εκτεταμένης απώλειας οδοντικών ιστών, η προσπάθεια για αποκατάσταση της μορφής και της λειτουργίας του δοντιού με προσωρινά εμφρακτικά υλικά θα μπορούσε να θέσει σε κίνδυνο τον πρωταρχικό στόχο της αποτροπής της μικροδιείσδυσης⁵. Παράλληλα, όμως, πρέπει να τονίζεται η σημασία της άμεσης μόνιμης αποκατάστασης μετά την ολοκλήρωση της ενδοδοντικής θεραπείας²⁸. Τα υλικά που περιγράφονται στη παρούσα ανασκόπηση είναι προσωρινά και ως τέτοια πρέπει να αντιμετωπίζονται.

Βασικό μειονέκτημα των υλικών με βάση το θειικό ασβέστιο είναι η αυξημένη μικροδιείσδυση με την αύξηση του χρόνου παραμονής⁷². Τα υλικά αυτής της κατηγορίας δεν μπορούν να διατηρήσουν μια ικανοποιητική έμφραξη για χρονικό διάστημα μεγαλύτερο από 2 εβδομάδες⁶⁷, όμως μπορούν να παρέχουν επαρκή έμφραξη μιας κοιλότητας διάνοιξης στα χρονικά διαστήματα που μεσολαβούν μεταξύ των συνεδριών¹¹. Εντούτοις, η περιορισμένη σκληρότητα της επιφάνειάς τους, η μειωμένη αντίσταση στη φθορά, η αργή αντίδραση πήξης και η επιδείνωση που παρουσιάζουν στις ιδιότητές τους με την πάροδο του χρόνου είναι σημαντικά μειονεκτήματα^{15,68,75}. Για τους λόγους αυτούς υλικά με βάση το θειικό ασβέστιο συστήνονται για μικρής χρονικής διάρκειας προσωρινές εμφράξεις σε μικρές κοιλότητες διάνοιξης¹¹. Στις υπόλοιπες περιπτώσεις είναι σκόπιμο να χρησιμοποιούνται εμφρακτικά υλικά που να συνδυάζουν ένα μεσοπρόθεσμο αποφρακτικό αποτέλεσμα με ικανοποιητικές μηχανικές ιδιότητες⁵.

Υποστηρίζεται ότι απαιτείται πάχος υλικού τουλάχιστον 3,5-4 mm ώστε να επιτευχθεί επαρκής έμφραξη της κοιλότητας^{4,40,61}. Ωστόσο, κοιλότητες διάνοιξης που να εξασφαλίζουν επαρκή χώρο για το εμφρακτικό υλικό δεν είναι πάντα εφικτό να δημιουργηθούν, ιδιαίτερα σε περιπτώσεις με εκτεταμένη απώλεια οδοντικών ιστών⁸.

Επιπροσθέτως, αναφέρεται ότι η παρασκευή της κοιλότητας διάνοιξης με παράλληλα ή αποκλίνοντα τοιχώματα, δεν επηρεάζει την αποφρακτική ικανότητα των Cavit και IRM¹⁴. Από την άλλη πλευρά, όμως, κοιλότητες με υποσκαφές παρουσιάζουν μεγάλη πιθανότητα θραύσης των τοιχωμάτων τους, ιδιαίτερα όταν χρησιμοποιούνται εμφρακτικά υλικά που παρουσιάζουν μεγάλη ογκομετρική διαστολή κατά την πήξη⁴⁸.

Σημαντική φαίνεται να είναι και η εξασφάλιση ενός ικανού χρονικού διαστήματος πριν τα προσωρινά εμφρακτικά υλικά υποβληθούν σε συγκλεισιακή φόρτιση⁴⁵, ώστε να ολοκληρώνεται η πήξη του υλικού⁴⁵. Η σύσταση αυτή αφορά κυρίως οπίσθια δόντια, τα οποία αναμένεται να δεχτούν μεγάλες συγκλεισιακές δυνάμεις⁴⁵.

Για τη μείωση της μικροδιείσδυσης των προσωρινών υλικών έχει προταθεί η τοποθέτηση ενός επιπλέον υλικού στα στόμια των ριζικών σωλήνων⁷⁶ ή σε ολόκληρο το υποπολφικό τοίχωμα⁷⁷. Ο συνδυασμός υαλοϊονομερούς κονίας πάνω από ένα στρώμα IRM φαίνεται να οδηγεί σε πιο περιορισμένη μικροδιείσδυση, συγκριτικά με τα Cavit και IRM για χρονικό διάστημα 30 ημερών⁶⁹. Αντίθετα, ο συνδυασμός εξωτερικού στρώματος υαλοϊονομερούς κονίας και εσωτερικού στρώματος Cavit δεν οδήγησε στα επιθυμητά αποτελέσματα, γεγονός που πιθανώς οφείλεται στη διαστολή του Cavit κατά την πήξη, η οποία ίσως προκαλεί αποκόλληση της κονίας από τα οδοντικά τοιχώματα⁶⁹.

Η τοποθέτηση βύσματος βάμβακος κάτω από το προσωρινό εμφρακτικό υλικό είναι δυνατόν σε κάποιες περιπτώσεις να υπονομεύσει την ερμητικότητα της έμφραξης⁷⁸. Η ενσωμάτωση ινών βάμβακος στο εμφρακτικό υλικό μπορεί να οδηγήσει σε αύξηση της μικροδιείσδυσης του υλικού, ενώ, εάν παγιδευτεί ακόμα και ένα μικρό τμήμα βάμβακος μεταξύ του τοιχώματος της κοιλότητας και του υλικού, η μικροδιείσδυση επιδεινώνεται σημαντικά⁷⁸. Ένα επιπλέον μειονέκτημα είναι και η μείωση του πάχους του προσωρινού εμφρακτικού υλικού, το οποίο ιδιαίτερα σε αβαθείς κοιλότητες μπορεί να είναι λιγότερο από το συνιστώμενο 3,5 mm⁷⁸.

Στη βιβλιογραφία αναφέρονται επίσης αρκετά επιπλέον υλικά που μπορούν να χρησιμοποιηθούν για προσωρινή έμφραξη. Εντούτοις, πολλά δεν κατασκευάζονται πλέον ή δεν υπάρχουν επαρκείς μελέτες για την αξιολόγησή τους ή έχουν πλέον απορριφθεί και δεν χρησιμοποιούνται για τον σκοπό αυτό. Για ιστορικούς λόγους κρίνεται σκόπιμο να αναφερθούν η γουταπέρκα και οι οξυφωσφορικές κονίες, η χρήση των οποίων έχει πλέον εγκαταλειφθεί, καθώς υπολείπονται σημαντικά των υλικών που αναφέρθηκαν στο κύριο μέρος αυτής της ανασκόπησης¹¹.

Από μερίδα ερευνητών υποστηρίζεται, επίσης, η χρήση μόνιμων εμφρακτικών υλικών αντί για προσωρινά, ώστε να προληφθεί στον μέγιστο βαθμό η μικροδιείσδυση⁴¹. Είναι ευνόητο ότι αρκετά μόνιμα εμφρακτικά υλικά μπορούν επίσης να χρησιμοποιηθούν για προσωρινή έμφραξη της κοιλότητας διάνοιξης στην ενδοδοντία, ενδεχομένως με πολύ καλύτερα αποτελέσματα από τα κατεχοχρήν προσωρινά εμφρακτικά υλικά. Εντούτοις, η αξιολόγηση των μόνιμων εμφρακτικών υλικών ξεφεύγει από το σκοπό της παρούσας ανασκόπησης.

- (1994) 78:788–96.
32. Krakow AA, de Stoppelaar JD, Gron P. In vivo study of temporary filling materials used in endodontics in anterior teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* (1977) 43:615-20.
 33. Noguera AP, McDonald NJ. A comparative in vitro coronal microleakage study of new endodontic restorative materials. *J Endod* (1990) 16:523–7.
 34. Oppenheimer S, Rosenberg PA. Effect of temperature change on the sealing properties of Cavit and Cavit G. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* (1979) 48:250-3.
 35. Pashley EL, Tao L, Pashley DH. The sealing properties of temporary filling materials. *J Prosthet Dent* (1988) 60:292-7.
 36. Deveaux E, Hildelbert P, Neut C and Romond C. Bacterial Microleakage of Cavit, IRM, TERM, and Fermit: a 21-day in vitro study. *J Endod* (1999) 25:653-9.
 37. Mayer T, Eickholz P. Microleakage of temporary restorations after thermocycling and mechanical loading. *J Endod* (1997) 23:320-2.
 38. Webber R. The sealing qualities of temporary filling materials used in endodontic procedures. Thesis, Washington: U. S. Army Institute of Dental Research, 1974.
 39. Fogel BB. A comparative study of five materials for use in filling root canal spaces. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* (1971) 43:284-99.
 40. Cruz EV, Shigetani Y, Ishikawa K, Kota K, Iwaku M, Goodis HE. A laboratory study of coronal microleakage using four temporary restorative materials. *Int Endod J* (2002) 35:315-20.
 41. Uranga A, Blum JY, Esber S, Parahy E, Prado C. A comparative study of four coronal obturation materials in endodontic treatment. *J Endod* (1999) 25:178–80.
 42. Grossman LI, ed. *Endodontic Practice*, 7th edn, Philadelphia: Lea & Febiger, 1970:297.
 43. Koagel S O, Mines P, Apicella M, Sweet M. In vitro study to compare the coronal microleakage of Tempit UltraF, Tempit, IRM, and Cavit by using the fluid transport model. *J Endod* (2008) 34:442–4
 44. GC Corporation. Caviton: Temporary filling material. Material Safety Data Sheet. (2007). (Πρόσβαση στις 4/3/2009) http://www.gceurope.com/pid/5/msds/greece/GC_Caviton.pdf
 45. Suehara M, Suzuki S, Nakagawa K. Evaluation of wear and subsequent dye penetration of endodontic temporary restorative materials. *Dent Mater J* (2006) 25:199-204.
 46. Coltène/Whaledent. Coltosol F: Temporary filling material. Instructions for use. (2009). (Πρόσβαση στις 3/3/2009) http://www.coltenewhaledent.biz/download.php?file_id=976
 47. Coltène/Whaledent. Coltosol F: Temporary filling material. Material Safety Data Sheet. (2004). (Πρόσβαση στις 4/3/2009) http://www.coltenewhaledent.biz/download.php?file_id=3816
 48. Laustsen M. H, Munksgaard E. C, Reit C, Bj_rndal L. A temporary filling material may cause cusp deflection, infractions and fractures in endodontically treated teeth. *Int Endod J* (2005) 38: 653–7.
 49. Uctasli MB, Tinaz AC. Microleakage of different types of temporary restorative materials used in endodontics. *J Oral Sc* (2000) 42:63–7.
 50. Zaia AA, Nakagawa R, De Quadros I, Gomes BPFA, Ferraz CCR, Teixeira FB, Souza-Filho FJ. An in vitro evaluation of four materials as barriers to coronal microleakage in root-filled teeth. *Int Endod J* (2002) 35:729–34.
 51. Hosoya N, Cox CF, Arai T, Nakamura J. The walking bleach procedure: an in vitro study to measure microleakage of five temporary sealing agents. *J Endod* (2000) 26:716–8.
 52. Laustsen MH, Larsen T, Reit C, Bjørndal L. Bakteri-etæthed af temporære endodontiske fyldningsmaterialer. *Tandlaegebladet* (2004) 108:888–95.
 53. Lubbers D. Letter to the editor. *Int Endod J* (2006) 39:330-1.
 54. Dentsply/Caulk. IRM: Intermediate Restorative Material. Directions for use. (2006) ((Πρόσβαση στις 4/3/2009) http://www.caulk.com/assets/pdfs/products/IRM_DFU_EN.pdf
 55. Dentsply/Caulk. IRM Liquid. Material Safety Data Sheet. (2007) (Πρόσβαση στις 5/3/2009) <http://www.caulk.com/assets/pdfs/products/IRMLiquidmsds.pdf>
 56. Dentsply/Caulk. IRM Powder. Material Safety Data Sheet. (2007) (Πρόσβαση στις 5/3/2009) <http://www.caulk.com/assets/pdfs/products/IRMPowderMSDS.pdf>
 57. Anderson RW, Powell BJ, Pashley DH. Microleakage of IRM used to restore endodontic access preparations. *Endod Dent Traumatol* (1990) 6:137-41.
 58. Marosky JE, Patterson SS, Swartz M. Marginal leakage of temporary sealing materials used between endodontic appointments and assessed by calcium 45 - an in vitro study. *J Endod* (1977) 3:110-3.
 59. Gilles G, Huget EF, Stone RC. Dimensional stability of temporary restoratives. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* (1975) 40:796–800.
 60. Anderson RW, Powell BJ, Pashley DH. Microleakage of temporary restorations in complex endodontic access preparations. *J Endod* (1989) 15:526–9
 61. Turner JE, Anderson RW, Pashley DH, Pantera EA. Microleakage of temporary endodontic restorations in teeth restored with amalgam. *J Endod* (1990) 16:1–4.
 62. Civjan S, Huget EF, Wolfhard G, Waddell LS. Characterization of zinc oxide-eugenol cements reinforced with acrylic resin. *J Dent Res* (1972) 51:107-14.
 63. Yap AU, Shah KC, Loh ET, Sim SS, Tan CC. Influence of eugenol-containing temporary restorations on bond strength of composite to dentin. *Oper Dent* (2001) 26:556-61.
 64. O'Brien WJ, ed. *Nonelastic materials, dental materials and their selection*. 3rd edn. Carol Stream: Quintessence Publishing, 2002:90-112.
 65. Dentsply/DeTrey. Kalsogen Plus: Temporary restorative material. Directions for use. (2008). (Πρόσβαση στις 4/3/2009) <http://www.dentsply.de/bausteine.net/file/show-file.aspx?downldaid=6906&sp=E&domid=1042&fd=2>.
 66. Dentsply/DeTrey. Kalsogen Plus Liquid. Material Safety Data Sheet. (2003). (Πρόσβαση στις 4/3/2009) [http://www.dentsply.de/docs/msds/sd63_Kalsogen_Plus_\(GB\).pdf](http://www.dentsply.de/docs/msds/sd63_Kalsogen_Plus_(GB).pdf)
 67. Barthel C R, Zaritzki F F, Raab W H.-M, Zimmer S. Bacterial Leakage in Roots Filled With Different Medicaments and Sealed With Cavit. *J Endod* (2006) 32:127–9.
 68. Lim KC. Microleakage of intermediate restorative materials. *J Endod* (1990) 13:116-8.

69. Barthel CR, Strobach A, Briedigkeit H, Gobel UB, Roulet JF. Leakage in roots coronally sealed with different temporary fillings. *J Endod* (1999) 25:731-4.
70. Watson TF. Bonding glass-ionomer cements to tooth structure. In: Davidson CL, Mjor IA, eds. *Advances in Glass-Ionomer Cements*. Chicago: Quintessence Books, 1999: 121-35.
71. Cattani-Lorente M-A, Dupuis V, Payan J, Moya F, Meyer J-M. Effect of water on the physical properties of resin-modified glass ionomer cements. *Dent Mater* (1999) 15:71-8.
72. Lamers AC, Simon M, van Mullem PJ. Microleakage of Cavit temporary filling material in endodontic access cavities in monkey teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* (1980) 49:541-3.
73. Friedman S, Shani J, Stabholz A, Kaplawi JK. Comparative sealing ability of temporary filling materials evaluated by leakage of radiosodium. *Int Endod J* (1986) 19:187-93.
74. Barthel CR, Zimmer S, Wussogk R, Roulet JF. Long-term bacterial leakage along obturated roots restored with temporary and adhesive fillings. *J Endod* (2001) 27:559-62.
75. Todd MJ, Harrison JW. An evaluation of the immediate and early sealing properties of Cavit. *J Endod.* (1979) 5:362-7.
76. Roghanizad N, Jones JJ. Evaluation of coronal microleakage after endodontic treatment. *J Endod* (1996) 22:471-3.
77. Carman JE, Wallace JA. An in vitro comparison of microleakage of restorative materials in the pulp chambers of human molar teeth. *J Endod* (1994) 20:571-5.
78. Newcomb BE, Clark SJ, Eleazer PD. Degradation of the sealing properties of a zinc oxide-calcium sulfate-based temporary filling material by entrapped cotton fibers. *J Endod.* (2001) 27:789-90.