

Βάθος πολυμερισμού υλικών κάλυψης οπών και σχισμών

Π. ΔΙΟΝΥΣΟΠΟΥΛΟΣ¹, D. C. WATTS²

Εργαστήριο Οδοντικής Χειρουργικής, Οδοντιατρική Σχολή του Α.Π.Θ.
Εργαστήριο: Biomaterial Science, Turner Dental School, Univ. of Manchester

Depth of cure of pit and fissure sealants

P. DIONISOPOULOS¹, D.C. WATTS²

Dept. of Operative Dentistry, Dental School, Aristotle University of Thessaloniki.
Dept. Biomaterial Science, Turner Dental School, Univ. of Manchester

Περίληψη

Ο σκοπός της εργασίας αυτής ήταν ο προσδιορισμός του βάθους πολυμερισμού σύγχρονων εμπορικών σκευασμάτων κάλυψης οπών και σχισμών καθώς και η επίδραση του χρόνου πολυμερισμού στο βάθος πολυμερισμού των υλικών αυτών. Επίσης ήταν η εξέταση αν τα υλικά αυτά εναρμονίζονται με την προδιαγραφή του ISO για το βάθος πολυμερισμού.

Με τη χρήση ειδικού καλουπιού από ανοξείδωτο χάλυβα, διαμέτρου 4mm και βάθους 8mm, κατασκευάστηκαν κυλινδρικά δοκίμια από τα υλικά ΚΟΣ που μελετήθηκαν. Τα υλικά ΚΟΣ ήταν τα εξής: Helioseal Clear, Flyorosealant, Fissurit Fx, Helioseal F, Concise, Delton plus και Teethmate.

Όλα τα υλικά πολυμερίστηκαν για χρονικά διαστήματα 10,20,30 και 40sec. Αφαιρέθηκαν από το καλούπι και με παχύμετρο ακριβείας $\pm 0,1\text{mm}$ μετρήθηκε το μήκος του πολυμερισθέντος υλικού, μετά την αφαίρεση του μαλακού απολυμέριστου μέρους, όπως περιγράφεται από την προδιαγραφή του ISO 4049.

Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι όλα τα υλικά εκτός από το Helioseal Clean παρουσίασαν στατιστικά σημαντική αύξηση του βάθους πολυμερισμού από το χρονικό διάστημα των 10sec μέχρι τα 40sec. Από τα 7 υλικά που μελετήθηκαν τα 5 εναρμονίζοντας με την προδιαγραφή του ISO για βάθος πολυμερισμού 1,5mm.

Η μέθοδος μέτρησης του βάθους πολυμερισμού μπορεί να εφαρμόζεται περιοδικά στο οδοντιατρείο για τον έλεγχο της ποιότητας του πολυμερισμού των εμφρακτικών υλικών και της αποτελεσματικότητας της συσκευής πολυμερισμού.

ΛΕΞΕΙΣ ΚΛΕΙΔΙΑ: Βάθος πολυμερισμού, υλικά κάλυψης οπών και σχισμών.

Summary

The purpose of this study was to evaluate the depth of cure of a range of pit and fissure sealants available on the market and the effect of exposure time on the depth of cure of these materials. It was also to investigate whether the depth of cure of these pit and fissure sealants met the ISO-defined depth of cure requirement.

7 pit and fissure sealants were used in this study. (Helioseal Clear, Fluorosealant, Fissurit Fx, Helioseal F, Concise, Delton plus and Teethmate). A stainless steel mould (8mm long X 4mm in diameter) was used for the preparation of the cylindrical resin specimens. The mould was filled with the test material and light cured with the light curing device for 10,20,30 and 40sec. The specimens were removed from the mould, the soft restorative material was removed from the bottom of the mould, and the height of the cylinder of the cured material was measured with a micrometer to an accuracy of $\pm 0.1\text{mm}$, according to ISO 4049.

The results showed that an increased exposure time of cure from 10 sec to 40 sec resulted in statistically significantly greater depth cure. Five of seven pit and fissure sealants met the ISO standard depth of cure requirement of 1.5mm.

Dentists should verify the depth of cure of a composite material as a baseline measure, and then check depth of cure periodically to confirm light and material performance.

KEY WORDS: Depth of cur, pit and fissure sealants.

Στάλθηκε στις 6.3.2007. Εγκρίθηκε στις 10.6.2007.

¹ Αναπλ. Καθηγητής

² Καθηγητής και διευθυντής του Εργαστηρίου Biomaterials Science. Turner Dental School, University of Manchester

Received on 6th June 2007. Accepted on 10th June, 2007.

¹ Assoc. Professor

² Professor and Director of Dept.

Εισαγωγή

Οι οπές και σχισμές των μασητικών επιφανειών των δοντιών είναι ιδιαίτερα επιρρεπείς στην τερηδόνα διότι είναι περιοχές λίμνασης μικροβιακής πλάκας. Αυτό που κάνει τις οπές και τις σχισμές τόσο επιρρεπείς στην τερηδόνα είναι η ιδιαίτερη μορφολογία τους. Η μορφή τους ποικίλλει και μπορεί να έχει σχήμα «V», «U» ή «δακρύου». Παρά την εντυπωσιακή μείωση της τερηδόνας των λείων επιφανειών με τη διάδοση των φθοριούχων, οι μασητικές αύλακες συνεχίζουν να τερηδονίζονται σχεδόν με την ίδια συχνότητα και μάλιστα σύντομα μετά την ανατολή του δοντιού.

Τα ρητινώδη υλικά κάλυψης οπών και σχισμών (ΚΟΣ) χρησιμοποιούνται εδώ και 35 περίπου χρόνια και είναι μια αποτελεσματική, συντηρητική και οικονομική μέθοδος προστασίας από τη μασητική τερηδόνα ιδιαίτερα σε παιδιά με μεγάλη ευαισθησία στη τερηδόνα¹⁻³. Παρά τη μεγάλη πρόοδο που έγινε στους συγκολλητικούς παράγοντες τα τελευταία χρόνια δεν έγινε καμία σοβαρή βελτίωση στην τεχνολογία των (ΚΟΣ) από την εισαγωγή τους τη δεκαετία του 1970⁴. Η συγκόλληση των φωτοπολυμεριζόμενων ρητινών (ΚΟΣ) στη μασητική αδαμαντίνη γίνεται κάτω από ιδιαίτερα δύσκολες συνθήκες. Η επιφάνεια της αδαμαντίνης κατά κανόνα δεν αφαιρείται, είναι μολυσμένη με μικρόβια, και έχει υψηλό παράγοντα C (C-factor) ανάλογο με τις κοιλότητες I ομάδας⁵.

Το βάθος και η ολοκλήρωση κατά το δυνατό του πολυμερισμού των ΚΟΣ είναι δύο προϋποθέσεις επιτυχίας τους. Ένα μειονέκτημα των φωτοπολυμεριζόμενων εμφρακτικών υλικών είναι ότι η σκλήρυνση της επιφανείας τους δεν αποτελεί σαφή ένδειξη επαρκούς πολυμερισμού σε όλο το βάθος του υλικού^{6,7}. Ο ανεπαρκής πολυμερισμός τόσο των υλικών ΚΟΣ όσο και των συνθέτων ρητινών μπορεί να οδηγήσει σε ανεπιθύμητες συνέπειες όπως ο σχηματισμός κενών, η μικροδιδείωση, η δευτερογενής τερηδόνα, η πολφική βλάβη και η απόπτωση της έμφραξης⁸. Ο αποτελεσματικός πολυμερισμός των εμφρακτικών συνθέτων ρητινών είναι σημαντικός όχι μόνο για την εξασφάλιση των φυσικοχημικών ιδιοτήτων του υλικού⁹ αλλά επίσης για την εξασφάλιση του ότι δεν θα προκύψουν κλινικά προβλήματα που οφείλονται στην πιθανή κυτταροτοξικότητα του ανεπαρκώς πολυμερισμένου υλικού¹⁰. Όταν ένα υλικό παρουσιάζει μεγάλο βάθος πολυμερισμού περιορίζεται η ανάγκη τοποθέτησής του σε στρώματα μέσα στην κοιλότητα. Το βάθος του πολυμερισμού των φωτοπολυμεριζόμενων σύνθετων εμφρακτικών ρητινών επηρεάζεται από διάφορους παράγοντες όπως η σύνθεση των filler, η χημική σύσταση της ρητίνης, το χρώμα, η διαπερατότητα, η περιεκτικότητα του καταλύτη, η ένταση και η κατανομή του φάσματος της φωτεινής πηγής και η διάρκεια της ακτινοβόλησης¹¹.

Για τη μέτρηση του βάθους πολυμερισμού των συνθέτων ρητινών έχουν χρησιμοποιηθεί πολλές μέθοδοι

όπως δοκιμασίες σκληρότητας¹²⁻¹⁸ αντίδραση με χρωστικές¹⁹, αλλαγές στη διαφάνεια^{20,21}, ανόρθωση διπλών δεσμών^{22,23}, δοκιμασίες διείσδυσης²⁴⁻²⁸ και δοκιμασίες απόξεσης^{7,20,29-37}. Επίσης έχουν γίνει πολλές μελέτες με σύνθετες ρητίνες όπου μελετήθηκε η επίδραση στο βάθος πολυμερισμού του είδους της συσκευής πολυμερισμού^{38,39}.

Για να ικανοποιηθεί η ανάγκη για τυποποίηση της μεθόδου μέτρησης του βάθους πολυμερισμού, ο Διεθνής Οργανισμός Τυποποίησης (International Organization for Standardization) ή ISO ανέπτυξε τεχνική προδιαγραφή για τα πολυμερή φωτοπολυμεριζόμενα εμφρακτικά υλικά, που ορίζει ότι αυτά πρέπει να έχουν βάθος πολυμερισμού τουλάχιστον 1,5 mm όταν πολυμερίζονται για το χρόνο που προτείνει ο κατασκευαστής⁴⁰. Στην προδιαγραφή αυτή ως «βάθος πολυμερισμού» καθορίζεται το 50% του μήκους του πολυμερισμένου δοκιμίου του ρητινούχου εμφρακτικού υλικού, μετά την αφαίρεση με απόξεση του απολυμέριστου μαλακού μέρους. Κατόπι χρησιμοποιείται ένα ειδικό κριτήριο (επιτυχία-αποτυχία) για να κριθεί αν ένα υλικό πληρεί την σχετική προδιαγραφή.

Ο σκοπός της εργαστηριακής αυτής μελέτης ήταν ο προσδιορισμός του βάθους πολυμερισμού σύγχρονων εμπορικών σκευασμάτων κάλυψης οπών και σχισμών καθώς και της επίδρασης του χρόνου πολυμερισμού στο βάθος πολυμερισμού των υλικών αυτών. Επίσης ήταν η εξέταση αν τα υλικά αυτά εναρμονίζονται με τις απαιτήσεις του ISO για το βάθος πολυμερισμού.

Υλικά και μέθοδος

Τα υλικά ΚΟΣ που μελετήθηκαν παρουσιάζονται στον πίνακα 1. Για την κατασκευή των κυλινδρικών δοκιμών χρησιμοποιήθηκε κυλινδρικό καλούπι από ανοξείδωτο χάλυβα το οποίο είχε διάμετρο 4mm και μήκος 8mm (Σχήμα 1).

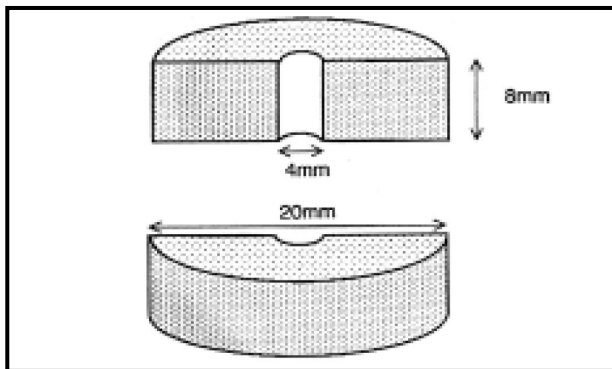
Το κυλινδρικό καλούπι τοποθετήθηκε επάνω σε λεπτή γυάλινη πλάκα μικροσκοπίου επάνω στην οποία είχε τοποθετηθεί ταινία πολυεστέρα πάχους 0,05 mm. Το καλούπι στη συνέχεια υπερπληρώθηκε ελαφρά με το υλικό ΚΟΣ, με προσοχή ώστε να μη σχηματιστούν φυσαλίδες και τοποθετήθηκε μία δεύτερη ταινία πολυεστέρα στο επάνω μέρος και ακολούθησε η τοποθέτηση λεπτής γυάλινης πλάκας μικροσκοπίου. Το καλούπι και οι ταινίες πιέστηκαν μεταξύ των δύο γυάλινων πλακών έτσι ώστε να αφαιρεθεί η περίσσεια του υλικού. Η γυάλινη πλάκα που κάλυπτε το άνω μέρος του καλουπιού αφαιρέθηκε και το ρύγχος της λυχνίας πολυμερισμού Elipar Visio (ESPE, Sefeld, Germany) τοποθετήθηκε σε επαφή με το άνω στόμιο του καλουπιού. Η ένταση της λυχνίας ήταν 410mW/cm² για όλες τις μετρήσεις, γεγονός που επιβεβαιώθηκε με τη συχνή μέτρηση της έντασης με ραδιόμετρο (Optilux Model 100, SDS, Keer / Demetron, Dandury, CT, USA).

Όλα τα υλικά ΚΟΣ πολυμερίστηκαν για χρονικά δια-

ΠΙΝΑΚΑΣ Ι

Τα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν στη μελέτη.

Κωδικός	Υλικό	Κατασκευαστής	Αρ. Παρτίδας
TE	Teethmate F1	Kuraray Co, LTD, Osaka, Japan	00146A
FL	Fluorosealant F5	Shofu Inc, Kyoto, Japan	119901
CO	Concise	3M Dent.Pr.Co, St.Paul, MN, USA	20010131
HF	Helioseal F	Vivadent, Shaan, Liechtenstein	D04551
HE	Helioseal Clear	Vivadent, Shaan, Liechtenstein	D04767
F1	Fissurit FX	Voco, Cuxhaven, Germany	10616
DE	Delton FS	Dentsply De Trey GmdH, Constanz, German	10103



Σχήμα 1. Σχηματική παράσταση του καλουπιού από ανοξείδωτο χάλυβα που χρησιμοποιήθηκε.

στήματα 10, 20, 30 και 40 sec. Κατόπι αφαιρέθηκαν από το καλούπι και το ανεπαρκώς πολυμερισμένο μαλακό υλικό αφαιρέθηκε από το κάτω μέρος με μια πλαστική σπάθη. Το μήκος του κυλίνδρου του πολυμερισμένου υλικού μετρήθηκε με παχύμετρο με ακρίβεια ±0,1mm. Για κάθε υλικό και για κάθε χρονική περίοδο, χρησιμοποιήθηκαν πέντε δοκίμια. Τα αποτελέσματα αναλύθηκαν στατιστικά με one way ANOVA και το t-test.

Για τον καθορισμό αν τα υλικά είναι επαρκή στις απαιτήσεις της προδιαγραφής ISO 4049:2000 για το βάθος πολυμερισμού εφαρμόστηκε το κριτήριο επιτυχία/αποτυχία (pass/fail)⁴⁰. Με βάση την προδιαγραφή της ISO ως βάθος πολυμερισμού καθορίστηκε το 50% του μήκους του δοκιμίου μετά τον πολυμερισμό του

ΠΙΝΑΚΑΣ ΙΙ

Η μέση τιμή και η σταθερή απόκλιση σε mm του βάθους πολυμερισμού των υλικών ΚΟΣ ύστερα από φωτοπολυμερισμό για χρονικά διαστήματα 10, 20, 30 και 40 sec. Οι κάθετες γραμμές συνδέουν τιμές οι οποίες δεν έχουν μεταξύ τους στατιστικά σημαντική διαφορά.

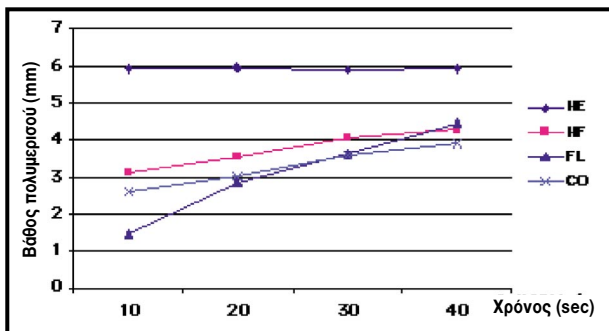
Υλικό	Κωδικός	Προτεινόμενος χρόνος πολυμερισμού	Χρόνος πολ/σμού	Μέση τιμή	Σταθερή απόκλιση (SD)
Helioseal Clear	HE	20	10	5.91	0.05
			20	5.94	0.03
			30	5.87	0.10
			40	5.91	0.09
Fluorosealant	FL	40	10	1.45	0.07
			20	2.87	0.20
			30	3.61	0.10
			40	4.45	0.21
Fissurit Fx	F1	30	10	2.46	0.13
			20	2.77	0.21
			30	3.60	0.13
			40	3.56	0.11
Helioseal F	HF	20	10	3.13	0.14
			20	3.55	0.32
			30	4.06	0.10
			40	4.27	0.06
Concise	CO	20	10	2.40	0.20
			20	3.02	0.09
			30	3.58	0.20
			40	3.91	0.12
Delton Plus	DE	20	10	2.29	0.31
			20	2.95	0.29
			30	3.11	0.17
			40	3.63	0.19
Teethmate	TE	20	10	1.27	0.08
			20	1.67	0.07
			30	1.99	0.12
			40	2.02	0.08

στον χρόνο που προτείνει ο κατασκευαστής. Με βάση το κριτήριο αυτό το μήκος των 3 πρώτων δοκιμών πρέπει να είναι μεγαλύτερο ή ίσο με 1,5 mm. Έτσι λοιπόν τα 3 πρώτα δοκίμια από κάθε υλικό που πολυμερίστηκαν στον χρόνο πολυμερισμού που προτείνει ο κατασκευαστής χρησιμοποιήθηκαν για την εφαρμογή του κριτηρίου του ISO.

Αποτελέσματα

Ο πίνακας II παρουσιάζει τις μέσες τιμές και τις σταθερές αποκλίσεις σε mm του βάθους πολυμερισμού των υλικών ΚΟΣ που μελετήθηκαν ύστερα από φωτοπολυμερισμό για χρονικά διαστήματα 10, 20, 30 και 40 sec. Τα σχήματα 2 και 3 δείχνουν τις γραφικές παραστάσεις του βάθους πολυμερισμού των υλικών ύστερα από φωτοπολυμερισμό για διαφορετικά χρονικά διαστήματα.

Το βάθος πολυμερισμού κυμάνθηκε από $5,94 \pm 0,03$ mm για το υλικό HE μέχρι $1,27 \pm 0,08$ mm για το υλικό TE.

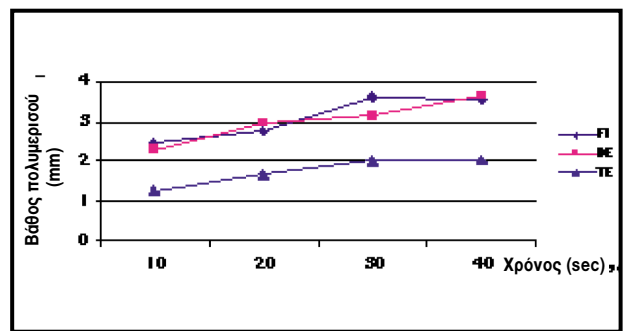


Σχήμα 2. Το βάθος πολυμερισμού στα χρονικά διαστήματα των 10,20,30 και 40sec των υλικών HE, FL, HF και CO.

Σε όλα τα υλικά πλην τον HE παρατηρήθηκε στατιστικά σημαντική αύξηση του βάθους πολυμερισμού από το χρονικό διάστημα των 10 sec μέχρι τα 40 sec ($p < 0,05$).

Το βάθος πολυμερισμού στον χρόνο που προτείνει ο κατασκευαστής κυμάνθηκε από $5,94 \pm 0,03$ mm για το υλικό HE μέχρι $1,67 \pm 0,07$ mm για το υλικό TE (Πίνακας III). Το υλικό FL παρουσίασε στατιστικά σημαντικά μικρότερο βάθος πολυμερισμού από το υλικό HE αλλά στατιστικά σημαντικά μεγαλύτερο βάθος πολυμερισμού από όλα τα άλλα. Τα υλικά FI και HF δεν παρουσίασαν μεταξύ τους στατιστικά σημαντική διαφορά ($p > 0,05$) καθώς επίσης και τα υλικά HF, CO και D ($p > 0,05$). Τέλος το υλικό TE παρουσίασε βάθος πολυμερισμού στατιστικά σημαντικά μικρότερο από όλα τα υλικά ($p < 0,05$).

Τα υλικά που πέτυχαν τη δοκιμασία του βάθους πολυμερισμού με βάση την προδιαγραφή ISO 4049:2000 ήταν τα HE, FL, FI, HF και CO. Το υλικό DE απέτυχε οριακά, ενώ το υλικό TE απέτυχε με μεγάλη διαφορά από το όριο των 1,5 mm (Πίνακας III).



Σχήμα 3. Το βάθος πολυμερισμού στα χρονικά διαστήματα των 10,20,30 και 40sec των υλικών DE, FI, και TE.

ΠΙΝΑΚΑΣ III

Μέση τιμή και σταθερή απόκλιση (SD) του βάθους πολυμερισμού των υλικών μετά τον πολυμερισμό στον προτεινόμενο από τους κατασκευαστές χρόνο, η τιμή του $\frac{1}{2}$ του βάθους πολυμερισμού, ο αριθμός των δοκιμών με μήκος $\geq 1,5$ mm και το αποτέλεσμα της δοκιμής με βάση τον ISO. Οι κάθετες γραμμές συνδέουν τιμές χωρίς στατιστικά σημαντική διαφορά.

Υλικό	Κωδικός	Χρόνος πολ/σμού (sec)	Βάθος πολ/σμού	Βάθος πολ/σμού/2	Αριθ. δοκιμ. $\geq 1,5$ mm	Επιτυχής (+) Όχι επι/χής (-)
Helioseal Clear	HE	20	5,94(0,03)	2,47	5	+
Fluorosealant	FL	40	4,45(0,21)	2,24	5	+
Fissurit FX	FI	30	3,60(0,13)	1,80	5	+
Helioseal F	HF	20	3,55(0,32)	1,77	5	+
Concice	CO	20	3,02(0,09)	1,51	5	+
Delton Plus	DE	20	2,95(0,26)	1,48	1	-
Tethmate	TE	20	1,67(0,07)	0,84	0	-

Συζήτηση

Η μέθοδος της μελέτης του βάθους πολυμερισμού ενός υλικού με την τεχνική της απόξεσης του απολυμέριστου μέρους της ρητίνης που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα εργασία, είναι μια αξιόπιστη τεχνική και έχει χρησιμοποιηθεί από πολλούς ερευνητές^{7,20,29-37}.

Ο επαρκής πολυμερισμός των υλικών ΚΟΣ, έχει μεγάλη σημασία για την κλινική τους επιτυχία. Ο φωτοενεργοποιητής που χρησιμοποιείται στα περισσότερα υλικά ΚΟΣ και στις σύνθετες ρητίνες ενεργοποιείται με ορατό φως σε μήκος κύματος 400-515 nm, ενώ η μέγιστη απορρόφηση γίνεται στα 470 nm. Μια συσκευή πολυμερισμού για να είναι αποτελεσματική στο βάθος και την ποιότητα του πολυμερισμού της σύνθετης ρητίνης ή του υλικού ΚΟΣ που πολυμερίζει, πρέπει να έχει επαρκή ένταση. Η συσκευή που χρησιμοποιήθηκε είχε ένταση ακτινοβολίας 410mW/cm² η οποία είναι μεγαλύτερη από το κατώτατο όριο των 300 mW/cm² που προτείνει ο ISO⁴¹. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι το υλικό HE, το οποίο αποτελείται μόνο από οργανικό μέρος χωρίς fillers παρουσίασε το μεγαλύτερο βάθος πολυμερισμού από όλα τα άλλα. Το υλικό HF της ίδιας εταιρείας το οποίο παρουσίασε σημαντικά μικρότερο βάθος πολυμερισμού από το HE περιέχει 40,5% fillers. Το μικρότερο βάθος πολυμερισμού του υλικού HF σε σχέση με το HE είναι πιθανόν να οφείλεται στα filler που περιέχονται στο υλικό αυτό. Έχει βρεθεί ότι η αναλογία των filler προς το οργανικό μέρος της ρητίνης παίζει σημαντικό ρόλο στο βάθος πολυμερισμού. Όσο μεγαλύτερη είναι η αναλογία των filler τόσο μεγαλύτερη είναι η δυσκολία για το φως να διεισδύσει στα βαθύτερα στρώματα της ρητίνης^{28,42}. Το υλικό TE παρουσίασε το μικρότερο βάθος πολυμερισμού από όλα τα άλλα παρά το γεγονός ότι δεν περιέχει fillers. Αυτό μπορεί να οφείλεται στη σύνθεση του οργανικού μέρους του υλικού, το οποίο περιέχει ορισμένα συστατικά τα οποία μπορούν να επηρεάσουν τη διαπερατότητα του υλικού από το φως. Η σύνθεση του υλικού TE είναι η εξής: TEGDMA, Hydrophobic dimethacrylate, HEMA, MDP, Methacryloyl thioride-methyl methacrylate copolymer και dl-Comphorquinone.

Το βάθος πολυμερισμού των φωτοπολυμεριζόμενων εμφρακτικών ρητινών εκτός από την περιεκτικότητά τους σε filler επηρεάζεται και από διάφορους άλλους παράγοντες όπως η χημική σύνθεση της ρητίνης, το χρώμα, η διαπερατότητα, η περιεκτικότητα του καταλύτη, η ένταση του φωτός και ο χρόνος ακτινοβολήσης¹¹.

Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι σε όλα τα υλικά εκτός από το HE, παρουσιάστηκε σημαντική αύξηση του βάθους πολυμερισμού από το χρονικό διάστημα των 10 sec στο χρονικό διάστημα των 40 sec. Σε όλα τα υλικά εκτός από το HE η αύξηση του χρόνου πολυμερισμού από τα 10 στα 20, 30 και 40 sec είχε σαν αποτέλεσμα την αύξηση του βάθους πολυμερισμού.

Τα αποτελέσματα αυτά συμφωνούν με τα αποτελέσματα άλλων ερευνητών οι οποίοι βρήκαν ότι υπάρχει μια γραμμική σχέση μεταξύ βάθους πολυμερισμού και χρόνου πολυμερισμού^{21,34,42,43}. Κατά τα πρώτα 10 sec ολοκληρώθηκε το μεγαλύτερο μέρος του πολυμερισμού ενώ στη συνέχεια η ταχύτητα πολυμερισμού ελαττώθηκε σημαντικά.

Το αποτέλεσμα αυτό συμφωνεί με τα αποτελέσματα άλλων ερευνητών^{21,34,42}.

Τα βαθύτερα στρώματα της ρητίνης για να πολυμεριστούν χρειάζονται περισσότερο χρόνο διότι όπως φαίνεται, ένα μέρος από το φως που χρειάζεται για τον πολυμερισμό απορροφάται από το ήδη πολυμερισθέν στρώμα της ρητίνης^{34,42}.

Για την εξέταση αν τα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν εναρμονίζονται με τις απαιτήσεις του ISO για το βάθος πολυμερισμού εφαρμόσαμε την σχετική προδιαγραφή η οποία ορίζει ως βάθος πολυμερισμού το 50% του μήκους του δοκιμίου της ρητίνης μετά την απομάκρυνση του απολυμέριστου υλικού με πλαστική σπάθη. Άλλοι ερευνητές πρότειναν ως βάθος πολυμερισμού το 55% του μήκους του πολυμερισθέντος δοκιμίου⁴⁴. Οι De Wald και Ferracane συνέκριναν τη μέθοδο αφαίρεσης του απολυμέριστου τμήματος της ρητίνης που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα εργασία με άλλες μεθόδους ελέγχου του βάθους πολυμερισμού, όπως η δοκιμασία σκληρότητας και η δοκιμασία μετατροπής των διπλών δεσμών άνθρακα. Από την ανάλυση των αποτελεσμάτων των μεθόδων αυτών βρέθηκε ότι αυτές καταλήγουν σε παρόμοια αποτελέσματα και έτσι επιβεβαιώνουν το κύρος της μεθόδου του ISO⁴⁵.

Η μέθοδος του ISO για το βάθος πολυμερισμού των φωτοπολυμεριζόμενων εμφρακτικών υλικών μπορεί να εφαρμοστεί εύκολα στο οδοντιατρείο επειδή δε χρειάζεται μεγάλος εξοπλισμός. Το καλούπι που θα χρησιμοποιηθεί δεν είναι απαραίτητο να είναι από ανοξείδωτο χάλυβα, όπως προτείνει ο ISO, αλλά μπορεί να είναι και από άλλο υλικό, καθώς έχει βρεθεί ότι το βάθος πολυμερισμού δεν μεταβάλλεται σημαντικά²⁹.

Η μέθοδος μπορεί να εφαρμόζεται περιοδικά για τον έλεγχο της ποιότητας τόσο των εμφρακτικών υλικών όσο και της αποτελεσματικότητας της συσκευής φωτοπολυμερισμού.

Αν και κυκλοφορούν στο εμπόριο συσκευές ελέγχου της έντασης της φωτεινής δέσμης των συσκευών φωτοπολυμερισμού, οι συσκευές αυτές από μόνες τους δεν μπορούν να ελέγξουν το βάθος πολυμερισμού επειδή αυτό εξαρτάται από τη σύνθεση, το χρώμα και τη διαπερατότητα του εμφρακτικού υλικού¹¹.

Συμπεράσματα

Τα αποτελέσματα της παρούσας μελέτης έδειξαν ότι η αύξηση του χρόνου φωτοπολυμερισμού είχε ως αποτέλεσμα την αύξηση του βάθους του πολυμερισμού. Επίσης έδειξαν ότι η ταχύτητα του πολυμερισμού ήταν πολύ μεγαλύτερη κατά τα 10 πρώτα δευτερόλε-

ππα.

Τα αποτελέσματα έδειξαν επίσης ότι τα 5 από τα 7 υλικά που μελετήθηκαν εναρμονίζονται με την προδιαγραφή του ISO 4049:2000 για βάθος πολυμερισμού μεγαλύτερο από 1,5 mm, όταν φωτοπολυμερίζονται για το χρόνο που προτείνει ο κατασκευαστής.

Είναι χρήσιμο ο οδοντίατρος μετρώντας το βάθος πολυμερισμού των εμφρακτικών υλικών να προσδιορίζει τον κατάλληλο χρόνο πολυμερισμού καθώς και την αποτελεσματικότητα της λειτουργίας της συσκευής πολυμερισμού.

Βιβλιογραφία

- Buonocore MG, Matsui A, Gwinnett AJ. Penetration of resin dental into enamel surfaces with reference to bonding. *Arch Oral Biol*, 1968; 13-70.
- Weintraub JA. Pit and fissure sealants in high-caries-risk individuals. *J. Dent Educ* 2001; 65:1084-90.
- Donly KJ. Sealants: Where we have been, where we are going. *Gen Dent* 2002; 50:438-40.
- Simonsen RJ Pit and fissure sealant: Review of the literature. *Pediat Dent*. 2002; 24:393-414.
- Tay FR, Frankenberger R, Carvalho RM, Pashley DH. Pit and fissure sealing. Bonding of bulk-cured, low-filled, light-curing resins to bacteria-contaminated uncut enamel in high c-factor cavities. *Am J Dent* 2005;18:28-36.
- Pilo R, Cardash HS. Post-irradiation polymerization of different anterior and posterior visible light-activated resin composites. *Dent Mater*, 1992; 8:299-304
- Hansen EK, Asmussen E. Correlation between depth of cure and surface hardness of a light-activated resin. *Scand J Dent Res*, 1993; 101:62-64.
- Ferracane JL. Dental composites: Present status and research directions. *Sec. Int. Congr. Dent Mater*. 1993; 49-53.
- Amussen E. Factors affecting the quantity of remainings double bonds in restorative resin polymers. *Scand J. Dent Res*, 1982; 90:490-496.
- Caughman WF, Caughman GB, Shiflett RA, Rueggeber F, Schuster GS. Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites. *Biomaterials*, 1991; 12:737-740.
- Shortall AC, Wilson HJ, Harrington E. Depth of cure of radiation activated composite restoratives influence of shade and opacity. *J Oral Reh*. 1995; 22:337-342.
- Manga RK, Chariton DG, Wakefield CW. In vitro evaluation of a curing radiometer as a predictor of polymerization depth. *Gen Dent* 1995; 43:241-3.
- Shortall AC, Harrington E. Effect of light intensity on polymerization of three composite resins. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1996; 4:71-6.
- Davidson-Kaban SS, Davidson CL, Feilzer AJ, de Gee AJ, Erdilek N. The effect of curing light variations on bulk curing and wall-to-wall quality of two types and various shades of resin composites. *Dent Mater* 1997; 13:344-52.
- Yearn JA. Factors affecting cure of visible light activated composites. *Int Dent J* 1985; 35:21-25.
- Johnston WM, Leung RL, Fan PL. A mathematical model for post-irradiation hardening of photoactivated composite resins. *Dent Mater* 1985; 1:191-4.
- Matsumoto H, Gres JE, Marker VA, Okabe T, Ferracane JL, Harvey GA. Depth of cure of visible light-cured resin: clinical simulation. *J Prosthet Dent* 1986; 55:574-8.
- De Backer J, Dermaut L. Visible light sources and posterior visible light cured resins: a practical mixture. *Quintessence Int* 1986; 17:635-41.
- De Gee AJ, ten Harkel-Hagenaar E, Davidson CL. Color dye for identification of incompletely cured composite resins. *J Prosthet Dent* 1984; 52:626-31.
- De Wald JP, Ferracane JL. A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites. *J Dent Res* 1987; 66:727-30.
- Newman SM, Murray GA, Yates JL. Visible lights and visible light-activated composite resins. *J Prosthet Dent* 1983; 50:31-5.
- Rueggeberg FA. Determination of resin cure using infrared analysis without an internal standard. *Dent Mater* 1994; 10:282-6.
- Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW, Davis HC. A predictive model for the polymerization of photo-activated resin composites. *Int J Prosthodont* 1994; 7:159-66.
- McCabe JF, Carrick TE. Output from visible-light activation units and depth of cure of light-activated composites. *J Dent Res* 1989; 68:1534-39.
- Shortall AC, Harrington E, Wilson HJ. Light curing unit effectiveness assessed by dental radiometers. *J Dent* 1995; 23:227-32.
- Shortall AC, Harrington E. Effectiveness of battery powered light activation units. *Br Dent J* 1997; 183:95-100.
- Lloyd CH, Scrimgeour SN, Chudek JA, et al. Determination of the depth of cure for VLC composites by nuclear magnetic resonance microimaging. *Dent Mater* 1994; 10:128-33.
- Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br Dent J* 1999; 186:388-91.
- Cook WD. Curing efficiency and ocular hazards of dental photopolymerization sources. *Biomaterials* 1986; 7:449-54.
- Fan PL, Wozniak WT, Reyes WD, Stanford JW. Irradiance of visible light-curing units and voltage variation effects. *JADA* 1987; 115:442-5.
- Dunne SM, Davies BR, Millar BJ. A survey of the effectiveness of dental light-curing units and a comparison of light testing devices. *Br J Dent J* 1996; 180:411-6.
- Swartz ML, Phillips RW, Rhodes B. Visible light-activated resins: depth of cure. *JADA* 1983; 106:634-7.
- Hansen EK, Asmussen E. Visible-light curing units: correlation between depth of cure and distance between exit window and resin surface. *Acte Odontol Scand* 1997;55:162-6.
- Baharav H, Abraham D, Cardash HS, Helft M. Effect of exposure time on the depth of polymerization of a visible light-cured composite resin. *J Oral Rehabil* 1988; 15:167-72.

35. Ray NJ. Depth-of-cure of visible-light-activated composite restorative materials. *J Ir Dent Assoc* 1986;32:17-8.
36. Cook WD. Factors affecting the depth of cure of UV-polymerized composites. *J Dent Res* 1980; 59:800-8.
37. Cook WD, Standish PM. Cure of resin based restorative materials, II: white light photopolymerized resins. *Aust Dent J* 1983; 28: 307-11.
38. Fowler CS, Swartz ML, Moore BK. Efficacy testing of visible-light-curing units. *Oper Dent* 1994; 19:47-52.
39. Peutzfeldt A. Correlation between recordings obtained with a light-intensity tester and degree of conversion of a light-curing resin. *Scand J Dent Res* 1994; 102:73-5.
40. International Organization for Standardization. ISO 4049:2000. Dentistry-polymer-based filling, restorative and luting materials. 3rd ed. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization; 2000.
41. International Organization for Standardization. ISO/TS 10650:1999. Dental equipment-powered polymerization activators. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization; 1999.
42. Poonam J, Pershing A. Depth of cure and microleakage with high-intensity and ramped resin-based composite curing lights. *JADA*, 2003; 134:1215-23.
43. Hasegawa T, Itoh K, Yukitani W, Wakumoto S, Hisamitsu H. Depth of cure marginal adaptation to dentin of xenon lamp polymerized resin composites. *Oper Dent*, 2001; 26:585-90.
44. Hansen EK, Asmussen E. Reliability of three dental radiometers. *Scand J Dent Res* 1993; 101:115-9.
45. Fan PL, Schumacher RM, Azzolin K, Geary R, Einchmiller FC. Curing-light intensity and depth of cure of resin-based composites tested according to international standards. *JADA*, 2002; 133:429-34.