

Glass Carbomer: μια νέα τροποποιημένη βιοενεργός υαλοϊονομερής κονία

ΔΗΜΗΤΡΙΟΣ ΔΙΟΝΥΣΟΠΟΥΛΟΣ¹

Εργαστήριο Προληπτικής Οδοντιατρικής Χειρουργικής, Περιοδοντολογίας και Βιολογίας Εμφυτευμάτων, Οδοντιατρικό Τμήμα, Σχολή Επιστημών Υγείας Α.Π.Θ.

Glass Carbomer: new modified bioactive glass ionomer cement

DIMITRIOS DIONYSOPOULOS

Department Preventive Dentistry, Periodontology and Implant Biology, Dental School A.U.Th

Περίληψη

Οι υαλοϊονομερείς κονίες (ΥΚ) είναι οδοντιατρικά υλικά με μεγάλη κλινική αξία, καθώς έχουν μοναδικές ιδιότητες που τις καθιστούν χρήσιμες ως εμφρακτικά υλικά, ουδέτερα στρώματα, υλικά κάλυψης οπών και σχισμών και υλικά συγκόλλησης. Για τη βελτίωση των φυσικών και μηχανικών ιδιοτήτων των ΥΚ και την αύξηση της βιοενεργότητάς τους έχουν προταθεί διάφορες τροποποιήσεις. Στα πλαίσια αυτής της έρευνας κυκλοφόρησε στο εμπόριο ένα νέο υαλοϊονομερές υλικό που ονομάστηκε Glass Carbomer και θεωρείται ότι διαθέτει αναβαθμισμένες βιοενεργές ιδιότητες σε σύγκριση με τις συμβατικές ΥΚ. Πήζει με αντίδραση βάσης-οξέος μεταξύ ενός διαλυμένου πολυμερούς οξέος και μιας διαλυτής βασικής υάλου, ενώ περιέχει και ορισμένα συστατικά τα οποία συνήθως δεν υπάρχουν στις άλλες ΥΚ. Τα συστατικά αυτά είναι τα εξής: α) σκόνη υάλου η οποία έχει υποστεί επεξεργασία με ισχυρά οξέα, έτσι ώστε το επιφανειακό στρώμα των κόκκων να έχει σημαντικά μειωμένο ποσοστό ασβεστίου, β) έλαιο σιλικόνης που περιέχει πολυδιμεθυλοσιλοξάνη, η οποία μπορεί να σχηματίζει δεσμούς υδρογόνου με τα άλλα συστατικά της κονίας και γ) υδροξυπατίτη, ο οποίος είναι βιοενεργό συστατικό και χρησιμεύει και ως ενισχυτική ουσία. Μετά την ανάμιξη του υλικού, η βραδεία αντίδραση πήξης μπορεί να επιταχυνθεί με θερμοκατάλυση με συσκευή φωτοπολυμερισμού για 60 sec. Σύμφωνα με τη βιβλιογραφία οι ιδιότητες του Glass Carbomer είναι ελαφρά κατώτερες από αυτές των συμβατικών ΥΚ, ενώ δεν υπάρχουν επαρκείς πληροφορίες για την αυξημένη του βιοενεργότητα. Για την καθιέρωση της χρήσης του νέου αυτού υλικού, είναι απαραίτητο να πραγματοποιηθούν περισσότερες τυχαίοποιημένες κλινικές μελέτες.

Λέξεις κλειδιά: Glass Carbomer, υαλοϊονομερείς κονίες, βιοενεργότητα, υδροξυπατίτης, θερμοκατάλυση.

Summary

Glass ionomer cements (GICs) are clinically attractive materials that have certain unique properties that make them useful as restorative materials, liners, sealants and luting cements. In order to overcome poor physical and mechanical properties of GICs or to enhance bioactivity, several modifications have been introduced to the conventional GICs. Glass Carbomer is a novel commercial material of the glass-ionomer type, which is supposed to enhance bioactivity compared with conventional GICs. It sets by an acid-base reaction between an aqueous polymeric acid solution and an ion-leachable basic glass, though it also contains substances that are not usual included in GICs. These components include: a) glass powder that has been washed by strong acid so that the surface layers of the particles are substantially depleted in calcium, b) silicon oil comprising a polydimethylsiloxane, which allows forming hydrogen bonds with other components of the cement and c) a bioactive component (hydroxyapatite), which also behaves as secondary filler. Once the material is mixed, its sluggish setting reaction is speeded up by the application of a dental cure lamp for at least 60 sec. Properties of Glass Carbomer appear to be slightly inferior to those of the modern conventional glass ionomers and there is not yet sufficient information about their enhanced bioactivity. However, due to a lack of long-term clinical studies the use of Glass Carbomer is still limited in daily clinical dentistry. In addition to the in vitro and in vivo studies, more randomized clinical trials are required to justify the use of this new material.

Key words: Glass Carbomer, glass ionomer cements, bioactivity, hydroxyapatite, thermo-curing.

Εισαγωγή

Οι πρώτες υαλοϊονομερείς κονίες (ΥΚ) κατασκευάστηκαν από τους Wilson και Kent το 1969 και κυκλοφόρησαν στην αγορά το 1972¹. Εμφανίζουν σημαντικά πλεονεκτήματα σε σύγκριση με άλλα εμφρακτικά υλικά, όπως αντιερηδονική δράση λόγω της απελευθέρωσης ιόντων φθορίου, δυνατότητα να συνδέονται χημικά με την αδαμαντίνη και την οδοντίνη και καλή βιοσυμβατότητα με τους οδοντικούς ιστούς²⁻⁶. Επίσης, εμφανίζουν βιοενεργότητα λόγω του ότι περιέχουν φθοριο-αλουμινο-πυριτικές υάλους οι οποίες απελευθερώνουν πυρίτιο και φθόριο^{7,8}.

Τα σκευάσματα των συμβατικών ΥΚ φέρονται με τη μορφή σκόνης-υγρού και η ανάμιξή τους γίνεται με συγκεκριμένη για κάθε σκεύασμα αναλογία. Η σκόνη αποτελείται από φθόριο-αλούμινο-πυριτική ύαλο συνήθως του τύπου $\text{SiO-AlO}_2\text{-CaF}_2\text{-AlPO}_4\text{-Na}_2\text{AlF}_6$, ενώ σε ορισμένα σκευάσματα περιέχονται στροντιούχες και βαριούχες ύαλοι, οι οποίες αυξάνουν την ακτινοσκιερότητα του υλικού. Το υγρό της ΥΚ είναι ένα υδατικό διάλυμα διαφόρων πολυκαρβοξυλικών οξέων, όπως το πολυακρυλικό οξύ, αλλά και το μαλλεϊκό, το ιτακονικό και το ταρταρικό οξύ, τα οποία έχουν μικρότερο ιξώδες και διευκολύνουν τους χειρισμούς του υλικού⁹⁻¹².

Με την έναρξη της ανάμιξης σκόνης-υγρού ξεκινά μια αντίδραση βάσης-οξέος, η οποία έχει ως αποτέλεσμα τον σχηματισμό πολυκαρβοξυλικών αλάτων, τα οποία αποτελούν τη μήτρα της κονίας^{7,8}. Αρχικά τα ενυδατωμένα κατιόντα υδρογόνου (H_3O^+) των πολυκαρβοξυλικών οξέων αντιδρούν με τους βασικούς κόκκους της ύαλου, με αποτέλεσμα την απελευθέρωση κατιόντων νατρίου (Na^+), ασβεστίου (Ca_2^+), πυριτίου (Si_2^+) και αργιλίου (Al_3^+) προς το διάλυμα των πολυκαρβοξυλικών οξέων¹³⁻¹⁵. Τα ιόντα αυτά αντιδρούν με τα πολυκαρβοξυλικά οξέα, δημιουργούν ιοντικούς δεσμούς και σχηματίζουν αδιάλυτα πολυάλατα, ενώ ταυτόχρονα παρατηρείται η σκλήρυνση της κονίας¹⁴.

Το νερό (H_2O) αποτελεί βασικό δομικό συστατικό της ΥΚ καθώς είναι ο διαλύτης των πολυκαρβοξυλικών οξέων, αποτελεί πηγή πρωτονίων και σχηματίζει τη μήτρα μέσα στην οποία λαμβάνει χώρα η αντίδραση πήξης. Στα αρχικά στάδια της πήξης των ΥΚ για την αποφυγή αφυδάτωσης της επιφάνειας της κονίας (όψη κιμωλίας) προτείνεται η κάλυψή της με κάποιο υδρόφοβο υλικό, όπως είναι η βαζελίνη ή ένα ρητινώδες βερνίκι για το χρονικό διάστημα μέχρι την ολοκλήρωση του πρώτου σταδίου πήξης του υλικού (συνήθως 10-12 min)¹⁶.

Η αντίδραση πήξης των ΥΚ πραγματοποιείται σε δύο φάσεις. Αρχικά σχηματίζονται ιοντικοί δεσμοί κυρίως με τα ιόντα Ca_2^+ , που προκαλούν την αρχική σκλήρυνση της κονίας και στη συνέχεια, στη δεύτερη φάση, σχηματίζονται ιοντικοί δεσμοί με τα ιόντα Al_3^+ , 10 λεπτά περίπου μετά την αρχική σκλήρυνση και συνεχίζεται με αργό ρυθμό για περίπου 24 h^{13,15,17}. Οι ΥΚ λόγω της φύσης της αντίδρασης

πήξης και της σύνθεσής τους παρουσιάζουν και ορισμένα μειονεκτήματα όπως ευθραυστότητα¹⁸, μικρή αντοχή στην αποτριβή¹⁹ και ευαισθησία στην απώλεια ή πρόσληψη υγρασίας αμέσως μετά την τοποθέτησή τους²⁰.

Οι ΥΚ έχουν τη δυνατότητα να προσλαμβάνουν ιόντα Ca και P από τα στοματικά υγρά και τους οδοντικούς ιστούς με αποτέλεσμα στη μεσόφαση δοντιού-κονίας να ενισχύεται ο χημικός δεσμός τους⁷. Έχει βρεθεί ότι στο βάθος των οπών και των σχισμών των μαστικών επιφανειών των δοντιών, η δομή των ΥΚ τροποποιείται, λόγω πρόσληψης ιόντων Ca και P κάτι που οδηγεί σε αυξημένη σκληρότητα και αντοχή του υλικού⁷. Επομένως, θα ήταν επιθυμητό να μπορούσε να αυξηθεί τόσο η ταχύτητα όσο και η ποσότητα της ανταλλαγής αυτών των ιόντων μεταξύ της ΥΚ και των οδοντικών ιστών ώστε σταδιακά να ενσωματωθεί το υαλοϊονομερές υλικό στη δομή του δοντιού. Για τον σκοπό αυτό έχει προταθεί η προσθήκη βιοενεργών συστατικών στη δομή των κονιών, όπως ο υδροξυαπατίτης (HAp) και η βιοενεργή ύαλος (bioglass). Όμως, η προσθήκη αυτών των συστατικών έχει ως αποτέλεσμα την ελάττωση της απόδοσης της αντίδρασης πήξης των κονιών και κατά συνέπεια τη μείωση της ταχύτητας πήξης και της αντοχής του υλικού⁷.

Τα τελευταία χρόνια εμφανίστηκε ένας νέος τύπος ΥΚ, που υποστηρίζεται ότι ξεπερνά το πρόβλημα της ελάττωσης της αντοχής της κονίας λόγω της προσθήκης βιοενεργών συστατικών. Το υλικό αυτό που κυκλοφορεί στην αγορά ονομάζεται Glass Carbomer και παρά το γεγονός ότι η ονομασία αυτή είναι η εμπορική ονομασία του προϊόντος της εταιρείας GCP Dental, έχει γίνει αποδεκτή και χρησιμοποιείται στη διεθνή βιβλιογραφία²¹⁻²³.

Το Glass Carbomer έχει κατασκευαστεί έτσι ώστε η μετατροπή της δομής της κονίας με την ανταλλαγή των ιόντων με τους οδοντικούς ιστούς και το σάλιο να πραγματοποιείται πιο γρήγορα από τις συμβατικές ΥΚ και αυτό οφείλεται στην εισαγωγή νανοϋδροξυαπατίτη (n-HAp) ως επιπρόσθετη βιοενεργή ενισχυτική ουσία (filler). Το Glass Carbomer σχεδιάστηκε με σκοπό να έχει αυξημένη βιοενεργότητα και ταυτόχρονα να ξεπερνά το πρόβλημα της βραδείας αντίδρασης πήξης που οδηγεί και στη μειωμένη αντοχή. Επιπλέον, οι κατασκευαστές του υλικού προτείνουν την εκπομπή θερμικής ενέργειας για 60-90sec, χρησιμοποιώντας συσκευή φωτοπολυμερισμού σύνθετων ρητινών (ένταση ακτινοβολίας 1400 mW/cm², μέγιστη θερμοκρασία εκπομπής 60°C) με σκοπό την επιτάχυνση της αντίδρασης πήξης με θερμοκατάλυση^{7,14}.

Χημική σύνθεση και μηχανισμός πήξης του Glass Carbomer

Το Glass Carbomer, όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, είναι μια ΥΚ που αποτελείται από ένα σύστημα υγρού και σκόνης και η πήξη της γίνεται με αντίδραση εξουδετέρωσης μεταξύ του υδατικού διαλύματος του πολυακρυλικού

οξέος και των κόκκων της βασικής υάλου. Στη σκόνη του υλικού περιέχονται ορισμένα συστατικά τα οποία συνήθως δεν περιέχονται στις άηλες ΥΚ.

Αναλυτικά το Glass Carbomer αποτελείται από τα εξής συστατικά^{7,16,22}:

- 1) Υδατικό διάλυμα πολυακρυλικού οξέος ή συμπολυμερούς ακρυλικού/ μαλεϊκού οξέος.
- 2) Κόκκους υάλου, οι οποίοι έχουν υποστεί επεξεργασία με ισχυρά ανόργανα οξέα, όπως το υδροχλωρικό οξύ (HCl). Αποτέλεσμα αυτής της κατεργασίας είναι η ελάττωση της περιεκτικότητας του επιφανειακού στρώματος των κόκκων σε ασβέστιο (Ca) και έτσι η μεγαλύτερη ποσότητα του Ca βρίσκεται στα βαθύτερα στρώματα προς τον πυρήνα των κόκκων^{7,22}. Η προδιαγραφή του υλικού ορίζει ότι το Ca της επιφάνειας των κόκκων πρέπει να είναι το 1/2 έως και το 1/4 αυτού που βρίσκεται στον πυρήνα των κόκκων²².
- 3) Έλαιο σιλικόνης (silicon oil), την πολυδιμεθυλοσιλοξάνη (polydimethyl- siloxane), η οποία είναι ένα πολυμερές σιλοξάνης με οργανικές παράπλευρες αλυσίδες και η οποία μπορεί να έχει κυκλικό ή γραμμικό μόριο. Περιέχει υδροξυλικές ομάδες που μπορούν να σχηματίσουν δεσμούς υδρογόνου με ορισμένα από τα άηλα συστατικά της κονίας, με αποτέλεσμα να μην μπορεί να διαφύγει από το υλικό μετά την πήξη του⁷. Ένας βασικός λόγος της προσθήκης της σιλικόνης είναι η ελάττωση της ευθραυστότητας του υλικού, καθώς περιέχει πυριτιούχο ύαλο σε μεγαλύτερη αναλογία σε σχέση με τις συμβατικές ΥΚ καθώς και σε συνδυασμό με τις ενισχυτικές ουσίες από νανοϋδροξυαπατίτη, καθιστούν την κονία λιγότερο εύθραυστη.
- 4) Νανοϋδροξυαπατίτης (n-HAp), ο οποίος ανήκει στα βιοενεργά συστατικά και λειτουργεί ως συμπληρωματική ενισχυτική ουσία (filler)⁷. Προστέθηκε για να αυξηθεί η δυνατότητα σχηματισμού στα όρια της αποκατάστασης μιας δομής παρόμοιας με αυτή των οδοντικών ιστών με στόχο τη μεγαλύτερη αντοχή και σταδιακά την ενσωμάτωση του υλικού με τους οδοντικούς ιστούς, κάτι που παρατηρήθηκε σε εμφράξεις οπών και σχισμών με ΥΚ²³.

Η ύαλος που χρησιμοποιείται στο Glass Carbomer περιέχει σημαντική ποσότητα στροντίου (Sr) και μικρότερη ποσότητα Ca^{7,22}. Η περιεκτικότητα σε πυρίτιο είναι σχετικά μεγάλη, σε σύγκριση με άηλες συμβατικές ΥΚ (π.χ. Fuji IX και Ketac Molar), αλλά περιέχει παρόμοιες ποσότητες αργιλίου (Al), φώσφορου (P) και φθορίου (F).

Η επεξεργασία των κόκκων της υάλου με οξέα, έχει ως αποτέλεσμα την ελάττωση της αντίδρασής της με το πολυακρυλικό οξύ και με το συμπολυμερές ακρυλικό/μαλεϊκό οξύ. Επιπλέον, επειδή το έλαιο σιλικόνης απορροφάται από την ύαλο της σκόνης, αυτή έχει μικρότερη δυνατότητα αντίδρασης με τα πολυμερή οξέα σε σύγκριση με τις ΥΚ καθώς μειώνεται η διαθέσιμη επιφάνεια των κόκκων για αντίδραση.

Έτσι, η ανάμιξη της σκόνης μπορεί να γίνει σε μεγάλη αναλογία με το υγρό, καθώς η άμεση αντίδραση σκόνης-υγρού είναι ελάχιστη έως καθόλου⁷. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα το ιξώδες του υλικού να μεταβάλλεται ελάχιστα κατά τα πρώτα λεπτά μετά τη μίξη, το οποίο διαφέρει από τις συμβατικές ΥΚ όπου η αντίδραση αρχίζει αμέσως μετά την ανάμιξη. Λόγω της μικρής αντίδρασης σκόνης-υγρού, η πήξη είναι βραδεία και για το λόγο αυτό οι κατασκευαστές συνιστούν τη χρησιμοποίηση συσκευής φωτοπολυμερισμού αμέσως μετά την τοποθέτηση της κονίας. Η συσκευή φωτοπολυμερισμού εκπέμπει θερμότητα με αποτέλεσμα την αύξηση της θερμοκρασίας της κονίας, γεγονός που επιταχύνει την πήξη της²¹.

Κατά την πήξη του Glass Carbomer πραγματοποιούνται δύο παράλληλες αντιδράσεις: η μια είναι η αντίδραση της υάλου με το πολυακρυλικό οξύ και η άλλη η αντίδραση του νανοϋδροξυαπατίτη με το πολυακρυλικό οξύ. Και οι δύο είναι αντιδράσεις οξέος-βάσης και μετά τη σκλήρυνση της κονίας σχηματίζεται μια πολυαλατούχος μήτρα, η οποία περιέχει εγκλωβισμένους κόκκους υάλου και νανοϋδροξυαπατίτη. Η πολυαλατούχος μήτρα είναι παρόμοια με αυτή των άλλων υαλοϊονομερών κονιών με τη διαφορά ότι αυτή περιέχει το έλαιο της πολυδιμεθυλοσιλοξάνης²².

Οι χρήσεις του Glass Carbomer είναι παρόμοιες με αυτές των συμβατικών ΥΚ, δηλαδή χρησιμοποιούνται για ουδέτερα στρώματα, για οδοντικές εμφράξεις και για καλύψεις οπών και σχισμών (sealants) τόσο σε μόνιμα όσο και σε νεογιλά δόντια.

Μελέτες σχετικές με τις ιδιότητες του Glass Carbomer

A) Εργαστηριακές μελέτες

Οι Cehreli και συν.²³ μελέτησαν τη μικροδείσδυση και την οριακή ακεραιότητα εμφράξεων με Glass Carbomer που έγιναν σε νεογιλούς γομφίους, καθώς και την επίδραση που έχει η τοποθέτηση στην επιφάνεια της έμφραξης του βερνικιού προστασίας GCP Gloss. Η σύγκριση έγινε με τη συμβατική ΥΚ Ionofil V (Voco) και με το compomer Dyract Extra (Dentsply). Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι όταν δεν έγινε κάλυψη της έμφραξης του Glass Carbomer με το GCP Gloss, η απόδοση στις δύο αυτές ιδιότητες ήταν πολύ κατώτερη σε σχέση με τα άλλα δυο υλικά. Στη μελέτη αυτή το Glass Carbomer εμφάνισε όχι μόνο μεγαλύτερη μικροδείσδυση, αλλά και περισσότερα κατάγματα στα όρια και στη μάζα του υλικού. Αυτό δείχνει ότι το Glass Carbomer έχει μεγαλύτερη ευαισθησία στην απώλεια υγρασίας από τα άλλα δύο υαλοϊονομερή υλικά που χρησιμοποιήθηκαν. Αντίθετα, όταν χρησιμοποιήθηκε η προστατευτική κάλυψη του υλικού με το GCP Gloss, η μικροδείσδυση που εμφάνισαν τα τρία υλικά δεν διέφερε στατιστικά σημαντικά.

Η θετική επίδραση της χρήσης βερνικιού προστατευτικής κάλυψης στο Glass Carbomer, έχει παρατηρηθεί και σε μια άλλη *in vitro* εργασία με τη μέθοδο της μικρο-υπολογι-

στικής τομογραφίας (micro-CT), όπου μελετήθηκε η μικροδιδείδωση υλικών κάλυψης οπών και σχισμών (sealants) διαφόρων τύπων²⁴.

Οι Tolidis και συν.²⁵ μελέτησαν τη μικροδιδείδωση του Glass Carbomer σε εμφράξεις I ομάδας κατά Black σε νεογιλούς γομφίους και τη συνέκριναν με εμφράξεις σύνθετης ρητίνης, συμβατικής ΥΚ και ρητινώδως τροποποιημένης ΥΚ. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι το Glass Carbomer εμφάνισε μεν μεγαλύτερη μικροδιδείδωση από τη σύνθετη ρητίνη, αλλά σημαντικά μικρότερη από τη συμβατική και τη ρητινώδως τροποποιημένη ΥΚ που μελετήθηκαν.

Σε άλλη μελέτη, όπου αξιολογήθηκε η μικροδιδείδωση και η διαλυτότητα διάφορων ΥΚ, βρέθηκε ότι το Glass Carbomer εμφάνισε μικρότερη διαλυτότητα σε όξινο περιβάλλον (pH=4-6), ύστερα από 5 ημέρες σε σύγκριση με μια συμβατική ΥΚ²⁶. Επίσης, βρέθηκε ότι η μικροδιδείδωση που εμφάνισε το Glass Carbomer δεν διέφερε στατιστικά σημαντικά από αυτήν της ΥΚ²⁶.

Σε μια *in vitro* μελέτη εκτιμήθηκε η επίδραση μιας συσκευής LED (GCP Carbo LED) που προτείνεται για τη θερμοκατάλυση του Glass Carbomer, έντασης 1200 mW/cm², στην άνοδο της ενδοποφικής θερμοκρασίας κάτω από οδοντίνη πάχους 1 και 2 mm. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η ενδοποφική θερμοκρασία ύστερα από τη χρήση της συσκευής θέρμανσης για 60 sec ήταν μεγαλύτερη από τη θερμοκρασία που αναπτύχθηκε ύστερα από ακτινοβολία για 20 sec με συσκευή φωτοπολυμερισμού έντασης 1000 mW/cm² σε εμφράξεις ΡΤΥΚ. Όμως, η άνοδος ήταν κάτω από το κρίσιμο όριο των 5,5°C πέραν του οποίου προκαλούνται μη αντιστρεπτές βλάβες στον πολφό²⁸. Σε ανάλογα αποτελέσματα κατέληξαν και οι Kahvecioglu και συν.²⁹, οι οποίοι μέτρησαν τις μεταβολές της ενδοποφικής θερμοκρασίας ύστερα από ακτινοβολία εμφράξεων ΡΤΥΚ, compomer και Glass Carbomer, με τη συσκευή θέρμανσης (GCP Carbo LED) και μια συμβατική συσκευή φωτοπολυμερισμού.

Σε μια μελέτη, όπου εξετάστηκε η επίδραση της προστατευτικής κάλυψης και της θερμότητας που εφαρμόζεται στο Glass Carbomer στις μηχανικές ιδιότητες του υλικού, βρέθηκε ότι οι δύο αυτοί παράγοντες δεν επηρεάζουν σημαντικά τις μηχανικές ιδιότητές του. Βρέθηκε επίσης ότι κατά τη σύγκριση των μηχανικών ιδιοτήτων του Glass Carbomer με δύο ΡΤΥΚ, αυτές εμφάνισαν μεγαλύτερη αντοχή στην κάμψη, ενώ το Glass Carbomer εμφάνισε μεγαλύτερη σκληρότητα και μικρότερο ερπυσμό³⁰.

Αντίθετα με τους προηγούμενους συγγραφείς, οι Gorseta και συν.³¹ παρατήρησαν ότι η χρήση συσκευής φωτοπολυμερισμού έντασης 1000 ή 1200 mW/cm² αύξησε σημαντικά την αντοχή του Glass Carbomer στην κάμψη. Επιπλέον, οι Faridi και συν.³² παρατήρησαν ότι η αντοχή στην κάμψη μεταξύ του Glass Carbomer και μιας συμβατικής ΥΚ δεν διέφερε στατιστικά σημαντικά ανεξάρτητα από το μέσο στο οποίο διατηρούνταν τα δοκίμια.

Οι Olegario και συν.³³ που μελέτησαν τη σκληρότητα του Glass Carbomer και τη συγκολλητική του αντοχή σε υγρή

και τερηδονισμένη οδοντίνη βρήκαν ότι σε σχέση με την Fuji IX (GC) που είναι συμβατική ΥΚ η επιφανειακή σκληρότητα ήταν σημαντικά μικρότερη. Πιο συγκεκριμένα η επιφανειακή σκληρότητα της ΥΚ ήταν 24.32±1.21 σε μονάδες Knoop (KHN), ενώ του Glass Carbomer ήταν 20.80±1.61 KHN. Κατά τη μέτρηση της συγκολλητικής αντοχής του Glass Carbomer στην υγρή οδοντίνη, βρέθηκε ότι ήταν σημαντικά μικρότερη (1.34±0.63 MPa) από αυτή της ΥΚ (1.74±0.40 MPa). Επιπλέον, η συγκολλητική αντοχή του Glass Carbomer στην τερηδονισμένη οδοντίνη ήταν επίσης μικρότερη (0.89±0.28 MPa) σε σχέση με αυτήν της ΥΚ (1.11±0.26 MPa).

B) Κλινικές μελέτες

Οι περισσότερες κλινικές μελέτες που έχουν δημοσιευθεί αναφέρονται στη χρήση του Glass Carbomer ως υλικό κάλυψης οπών και σχισμών. Σε δύο κλινικές μελέτες διάρκειας 2 ετών και 3 ετών σε 112 και 120 δόντια και σε 59 και 98 παιδιά αντίστοιχα, έγινε ποσοτική σύγκριση της εμφάνισης μερικής απώλειας των sealant σε πρώτους μόνιμους γομφίους μεταξύ μιας ΥΚ (Ketac Molar Easymix, 3M ESPE) ενός Glass Carbomer (First Scientific Dental) και ενός ρητινώδους sealant (Climpro, 3M ESPE). Η εκτίμηση έγινε με κλινική εξέταση, με έγχρωμες φωτογραφίες και με παρατήρηση σε ηλεκτρονικό μικροσκόπιο σάρωσης (SEM). Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι ύστερα από 2 ή 3 χρόνια η συχνότητα μερικής απώλειας των sealant δεν διέφερε σημαντικά μεταξύ των τριών υλικών³⁴.

Σε άλλη κλινική μελέτη που έγινε σε 407 παιδιά ηλικίας κατά μέσο όρο τα 8 έτη, έγινε σύγκριση του βαθμού απώλειας των sealant που έγιναν σε πρώτους μόνιμους γομφίους, μεταξύ μιας ΥΚ (Ketac Molar Easymix, 3M ESPE), ενός Glass Carbomer (First Scientific Dental) και μιας σύνθετης ρητίνης (Clinpro, 3M ESPE). Τα αποτελέσματα της κλινικής εξέτασης έδειξαν ότι τα sealant της σύνθετης ρητίνης εμφάνισαν το μικρότερο βαθμό απώλειας, ενώ αυτά του Glass Carbomer το μεγαλύτερο³⁵.

Οι ίδιοι συγγραφείς σε μια κλινική μελέτη σε παιδιά διάρκειας 2 ετών, έκαναν σύγκριση της συγκράτησης και της αντιτερηδονικής δράσης των sealant μεταξύ μιας συμβατικής ΥΚ, μιας σύνθετης ρητίνης και ενός Glass Carbomer. Η κλινική εκτίμηση έγινε ύστερα από 6 μήνες, 1 χρόνο και 2 χρόνια. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι παρά το γεγονός ότι ο βαθμός συγκράτησης των sealant σε όλες τις ομάδες ήταν πολύ μεγάλος, η αντιτερηδονική δράση στην ομάδα του Glass Carbomer ήταν ελαφρά μικρότερη από τις άλλες ομάδες³⁶.

Οι Gorseta και συν.³⁷ που πραγματοποίησαν μια split mouth κλινική μελέτη για την εκτίμηση του βαθμού συγκράτησης, ύστερα από 17 μήνες, του sealant Glass Carbomer (Glass Carbomer Products), σε σύγκριση με μία σύνθετη ρητίνη (Helioclear F, Ivoclar Vivadent), δεν προέκυψε διαφορά μεταξύ των υλικών στη συγκράτηση και στην προστασία από τη δευτερογενή τερηδόνα. Η μελέτη έγινε σε 48 δόντια από 24 παιδιά ηλικίας κατά μέσο όρο τα 8 έτη.

Υστερα από 6 μήνες, η συγκράτηση και στις 2 ομάδες ήταν 100%, ενώ ύστερα από 12 μήνες ήταν 75%. Υστερα από 6 μήνες δεν παρατηρήθηκε καθόλου δευτερογενής τερηδόνα, ενώ ύστερα από 12 μήνες εντοπίστηκαν από 2 τερηδονικές βλάβες και στις 2 πειραματικές ομάδες.

Σε μια άλλη κλινική μελέτη, οι Zhang και συν.³⁸ που μελέτησαν τον βαθμό διατήρησης 4 διαφορετικών sealant στο στόμα 405 παιδιών ηλικίας 8 ετών σε βάθος χρόνου 4 ετών παρατήρησαν ότι το Glass Carbomer είχε το μικρότερο χρόνο επιβίωσης σε σχέση με τα άλλα υαλοϊονομερή και ρητινώδη sealant που μελετήθηκαν.

Τέλος, στα ίδια αρνητικά αποτελέσματα για το Glass Carbomer κατέληξε και η κλινική μελέτη των de Franca Lopes και συν.³⁹, οι οποίοι συνέκριναν το βαθμό διατήρησης εμφράξεων συμβατικής ΥΚ και Glass Carbomer με την τεχνική ART (Atraumatic Restorative Treatment), II ομάδας κατά Black σε 33 παιδιά ηλικίας 8±2 ετών και σε βάθος χρόνου 12 μηνών.

Συμπεράσματα

Συμπερασματικά, με βάση τη μέχρι τώρα βιβλιογραφία οι ιδιότητες του νέου υαλοϊονομερούς υλικού Glass Carbomer φαίνεται να είναι ελαφρώς κατώτερες από αυτές των σύγχρονων συμβατικών ΥΚ. Επίσης, δεν υπάρχουν επαρκείς πληροφορίες για την τεκμηρίωση της βιοδραστικότητάς του, αν και αυτός ήταν ο κύριος λόγος της κατασκευής τους. Η κλινική συμπεριφορά που Glass Carbomer δεν είναι επαρκώς γνωστή, επειδή είναι περιορισμένος ο αριθμός των κλινικών μελετών που έχουν πραγματοποιηθεί. Επομένως, για την αξιολόγηση της κλινικής συμπεριφοράς του νέου αυτού υλικού απαιτούνται περισσότερες τυχαίοποιημένες και μακράς διάρκειας κλινικές μελέτες.

Βιβλιογραφία

- Wilson AD, Kent BE. The glass-ionomer cement, a new translucent dental filling material. *J Appl Chem Biotechnol* 1971; 21:313.
- Dionysopoulos D. The effect of fluoride-releasing restorative materials on inhibition of secondary caries formation. *Fluoride* 2014; 47:258-76.
- Forss H, Jokinen J, Spets-Happonen S, Seppa L, Luoma H. Fluoride and mutans streptococci in plaque grown on glass ionomer and composite. *Caries Res* 1991; 25:454-8.
- Tyas MJ, Burrow MF. Adhesive restorative materials: A review. *Aust Dent J* 2004; 49:112-21.
- Dionysopoulos D, Koliniotou-Koumpia E, Helvatzoglou-Antoniades M, Kotsanos N. Fluoride release and recharge ability of contemporary fluoride-containing restorative materials and dental adhesive. *Dent Mater J* 2013; 32:296-304.
- Dionysopoulos D, Koliniotou-Koumpia E, Helvatzoglou-Antoniades M, Kotsanos N. In vitro inhibition of enamel demineralization by fluoride-releasing restorative materials and dental adhesives. *Oral Health Prev Dent* 2016; 14:371-80.
- Nicholson J, Czarnicka B. *Materials for the direct restoration of teeth*. Elsevier, Woodhead Publishing, Amsterdam, 2016.
- Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' Science of Dental Materials*. Elsevier Health Sciences: St Louis, MO, USA, 2012.
- McCabe JF, Walls A. *Applied Dental Materials*. John Wiley & Sons: Hoboken, NJ, USA, 2013.
- Guggenberger R, May R, Stefan KP. New trends in glass-ionomer chemistry. *Biomaterials* 1998; 19:479-83.
- Smith DC. Development of glass-ionomer cement systems. *Biomaterials* 1998; 19:467-78.
- Prosser HJ, Powis DR, Wilson AD. Glass-ionomer cements of improved flexural strength. *J Dent Res* 1986; 65:146-8.
- Pires R, Nunes TG, Abrahams I, Hawkes GE, Morais CM, Fernandez C. Stray-field imaging and multinuclear magnetic resonance spectroscopy studies on the setting of a commercial glass-ionomer cement. *J Mater Sci Mater Med* 2004; 15:201-8.
- Sidhu SK, Nicholson JW. A review of glass-ionomer cement for clinical dentistry. *J Funct Biomater* 2016; 7:16.
- Zainuddin N, Karpukhina N, Hill RG, Law RV. A long-term study on the setting reaction of glass ionomer cements by ²⁷A1 MAS-NMR spectroscopy. *Dent Mater* 2009; 25:290-5.
- Earl MSA, Mount GJ, Hume WR. Effect of varnishes and other surface treatments on water movement across the glass-ionomer cement surface. II. *Aust Dent J* 1989; 34:326-9.
- Crisp S, Pringuer MA, Wardleworth D, Wilson AD. Reactions in glass-ionomer cements: II. An infrared spectroscopic study. *J Dent Res* 1974; 53:1414-9.
- Xie D, Brantley WA, Culbertson BM, Wang G. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Dent Mater* 2000; 16:129-38.
- Peutzfeldt A, Garcia-Godoy F, Asmussen E. Surface hardness and wear of glass ionomers and compomers. *Am J Dent* 1997; 10:15-7.
- Um CM, Oilo G. The effect of early water contact on glass-ionomer cements. *Quintessence Int* 1992; 23:209-14.
- Zainuddin N, Karpukhina N, Hill RG, Law RV. Characterization of remineralising Glass Carbomer[®], ionomer cement by MAS-NMR spectroscopy. *Dent Mater* 2012; 28:1051-8.
- Van Duinen W, Van Duinen RN. Self hardening glass carbomer composition. US Patent 20060217455 A1 2004.
- Cehreli SB, Tirali RE, Yalcinkaya Z, Cehreli ZC. Microleakage of newly developed glass carbomer cement in primary teeth. *Eur J Dent* 2013; 7:15-21.
- Chen X, Cuijpers V, Fan M, Frencken JF. Marginal leakage of two newer glass-ionomer-based sealant materials assessed using micro-CT. *J Dent* 2010; 38:731-5.
- Tolidis K, Boutsiouki C, Gerasimou P. Comparative evaluation of microleakage of a carbomer/fluoroapatite-enhanced glass-ionomer cement on primary teeth restorations. *Eur J Paediatr Dent* 2016; 17:227-33.
- Subramaniam P, Girish Babu KL, Jayasurya S. Evaluation of Solubility and Microleakage of Glass Carbomer Sealant. *J Clin Pediatr Dent* 2015; 39:429-34.
- Botsali MS, Tokay U, Ozmen B, Cortcu M, Koyuturk AE, Kahvecioglu F. Effect of new innovative restorative carbomised glass cement on intrapulpal temperature rise: an ex-vivo study. *Braz Oral Res* 2016; 31:30(1).
- Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1965; 19:515-30.
- Kahvecioglu F, Tosun G, Ülker HE. Intrapulpal thermal changes during setting reaction of Glass Carbomer[®] using thermocure lamp. *Biomed Res Int* 2016; 2016:5173805.
- Menne-Happ U, Ilie N. Effect of gloss and heat on the mechanical behavior of a glass carbomer cement. *J Dent* 2013; 41:223-30.
- Gorseta K, Borzabadi-Farahani A, Moshaveria A, Glavina D, Lynch E. Effect of different thermo-light polymerization on flexural strength of two glass ionomer cements and a glass carbomer cement. *J Prosthet Dent* 2016; 118:102-7.
- Faridi MA, Khabeer A, Haroon S. Flexural strength of glass carbomer cement and conventional glass ionomer cement stored

- in different storage media over time. *Med Princ Pract* 2018 doi: 10.1159/000489781 [Epub ahead of print].
33. Olegario IC, Malagrana APVFP, Kim SSA, Hesse D, Tedesco TK, Calvo AFB, et al. Mechanical properties of high-viscosity glass ionomer cement and nano-particle glass carbomer. *J Nanomaterials* 2015; 2015:472401.
 34. Hu X, Zhang W, Fan M, Mulder J, Frencken JE. Frequency of remnants of sealants left behind in pit and fissures of occlusal surfaces after 2 and 3 year. *Clin Oral Investig* 2017; 21:143-9.
 35. Chen X, Du M, Fan M, Mulder J, Huysmans MC, Frencken JE. Effectiveness of two new types of sealants: retention after 2 years. *Clin Oral Investig* 2012; 16:1443-50.
 36. Chen X, Du MQ, Fan MW, Mulder J, Huysmans MC, Frencken JE. Caries-preventive effect of sealants produced with altered glass-ionomer materials, after 2 years. *Dent Mater* 2012; 28:554-60.
 37. Gorseta K, Glavina D, Borzabadi-Farahani A, Van Duinen RN, Skrinjaric I, Hill RG, et al. One-year clinical evaluation of a Glass Carbomer fissure sealant, a preliminary study. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2014; 22:67-71.
 38. Zhang W, Chen X, Fan M, Mulder J, Frencken JE. Retention rate of four different sealant materials after four years. *Oral Health Prev Dent* 2017; 15:307-14.
 39. de França Lopes CMC, Schubert EW, Martins AS, Loguercio AD, Reis A, Chibinski ACR, et al. Randomized clinical trial of ART class II restorations using two glass ionomer cements: One-year follow-up. *Pediatr Dent* 2018; 40:98-104.