

## Η βελτίωση των μηχανικών ιδιοτήτων στα σύγχρονα πολυμερή βάσεων οδοντοστοιχιών

Ε. ΚΩΤΣΙΟΜΥΤΗ<sup>1</sup>

Εργαστήριο Οδοντικής και Ανωτέρας Προσθετικής, Τομέας Προσθετικής, Οδοντιατρική Σχολή Α.Π.Θ.

### Mechanical reinforcement of modern denture base polymers

E. KOTSIOMITI<sup>1</sup>

Depart. of Removable Prosthodontics, Dental School, Aristotle University of Thessaloniki.

#### Περίληψη

Τα ακρυλικά πολυμερή αποτελούν από την εισαγωγή τους, πριν από περισσότερο από εκατό χρόνια, τα υλικά εκλογής για την κατασκευή βάσεων οδοντοστοιχιών, γιατί παρέχουν τον καλύτερο δυνατό συνδυασμό επιθυμητών ιδιοτήτων, καθώς και σχετικά ευχερή εργαστηριακή διαδικασία. Ως πολυμερή, είναι επιδεκτικά ποικίλων επεμβάσεων στη σύνθεσή τους για τη βελτίωση της ικανοποιητικής μεν, αλλά όχι ιδανικής, μηχανικής τους απόδοσης. Στην παρούσα εργασία περιγράφονται οι τροποποιήσεις στη σύνθεση και οι ενισχύσεις στη δομή που εφαρμόζονται ή προτείνονται για τη βελτίωση των μηχανικών ιδιοτήτων των ακρυλικών βάσεων οδοντοστοιχιών. Το υλικό προήλθε από ανασκόπηση της διεθνούς ερευνητικής βιβλιογραφίας και αξιολογήθηκε τόσο με βάση τα πλεονεκτήματα που εξασφαλίζουν οι προτεινόμενες επεμβάσεις ως προς τη μηχανική συμπεριφορά του υλικού, όσο και τους περιορισμούς ή τα προβλήματα που συνοδεύουν την υιοθέτησή τους.

Τα κλασικά ακρυλικά πολυμερή παρέχονται σήμερα ενισχυμένα ως προς τη χημική τους δομή με την εισαγωγή σταυροειδών συνδέσεων ανάμεσα στα μακρομόρια. Οι σταυροειδείς συνδέσεις μειώνουν τις αλληλεπιδράσεις του ακρυλικού με το στοματικό περιβάλλον, αλλά συνεισφέρουν λίγο στη μηχανική του βελτίωση. Αποτελεσματικότερη βελτίωση των μηχανικών ιδιοτήτων επιτεύχθηκε με την εισαγωγή συμπολυμερών ακρυλικού – ελαστομερούς. Τα υλικά αυτά, που κυκλοφορούν στο εμπόριο ως «υψηλής αντοχής στην κρούση», εξασφαλίζουν ισχυροποίηση του ακρυλικού σε περίπτωση υψηλής και απότομης φόρτισης, αλλά η συμβολή τους στη βελτίωση της αντοχής στην κόπωση αμφισβητείται. Περαιτέρω αύξηση της μηχανικής αντοχής προτείνεται μέσω της προσθήκης ποικίλων, διαφορετικής χημικής σύνθεσης, ενισχυτικών δομών. Οι ενισχύσεις εφαρμόζονται είτε με τη μορφή μεταλλικών ενθέτων είτε με τη μορφή ινών ή κόκκων από άνθρακα, πολυαραμίδιο, ύαλο ή πολυαιθυλένιο, και έχουν τη δυνατότητα να βελτιώσουν τις μηχανικές ιδιότητες του ακρυλικού. Η ερευνητική δραστηριότητα επικεντρώνεται, κυρίως, στις παραμέτρους που επηρεάζουν την αποτελεσματικότητα των ενισχύσεων, με κύριους άξονες την επαρκή πρόσφυση των ενισχυτικών δομών και το σωστό προσανατολισμό τους και με στόχο την ανάδειξη μιας αποτελεσματικής, αλλά και πρακτικά εφαρμόσιμης, μεθόδου.

ΛΕΞΕΙΣ ΚΛΕΙΔΙΑ: ενίσχυση, μηχανικές ιδιότητες, πολυμερή βάσεων οδοντοστοιχιών.

#### Summary

Acrylic resins were firstly introduced in denture prosthodontics more than a century ago and remain the material of choice for denture base construction ever since, as they combine optimum properties and a handy laboratory procedure. Furthermore, because of their polymer structure, they can be readily modified in order to improve their satisfactory, yet not ideal clinical performance. The enhancement of mechanical strength has been a major goal of such modifications, since these materials are prone to mechanical failure during function. The present study describes the alterations of composition and reinforcements of structure which have been applied or proposed for the improvement of the mechanical properties of denture base acrylics. The literature was reviewed for original research studies on mechanical properties of reinforced acrylics; the retrieved material was studied to assess the improvements implemented by the reinforcements, as well as the restrictions or problems associated with their application.

Conventional acrylics are nowadays supplied as cross-linked polymers; cross-linking strengthens the polymer network, enhancing solvent resistance and reducing water absorption, stain formation and crazing, but has no substantial effect on mechanical performance. The introduction of high impact acrylics constitutes another major improvement for denture base materials. These are graft copolymers of acrylic with rubber; the later contributes in the toughness of the material and effectively improves its impact strength. Other than that, the improvement of flexure and fatigue strength remains questionable. The incorporation of various inserts in the acrylic dough prior to curing is also a method of reinforcing the base material. Reinforcements are composed of metal, aramid, carbon, glass or polyethylenium and, with the exception of metals, are commonly used in the form of fibres. Fibre reinforcements have a great potential for effective mechanical improvement of acrylic denture bases. In the effort to achieve an effective and convenient method of application, the laboratory research studies focus on the parameters affecting the efficiency of reinforcements, the most crucial among them being adhesion to polymer matrix and proper orientation of the reinforcing material.

KEY WORDS: denture base polymers, high-strength, mechanical properties, reinforcement, rubber.

Στάλθηκε στις 24.10.2007. Εγκρίθηκε στις 4.10.2008.

<sup>1</sup> Επίκουρη Καθηγήτρια

Received on 24<sup>th</sup> Oct., 2007. Accepted on 4<sup>th</sup> Aug., 2008.

<sup>1</sup> Assistant Professor

## Εισαγωγή

Η ανάγκη για αντικατάσταση των ελλειπόντων δοντιών είναι τόσο παλιά όσο και ο άνθρωπος και απόπειρες για τη συμπλήρωση των νωδών περιοχών με τεχνητά υποκατάστατα σημειώνονται από την προϊστορική εποχή<sup>1</sup>. Για τους ολικά νωδούς ασθενείς, όπως και για αυτούς με εκτεταμένες νωδότητες, η προσθετική αποκατάσταση αποτελούνταν στο παρελθόν, όπως – κατά το μάλλον ή ήττον – και σήμερα, από μια κατασκευή στηριζόμενη και συγκρατούμενη με μια βάση. Το μέταλλο, το ελεφαντόδοντο και η πορσελάνη χρησιμοποιήθηκαν διαδοχικά για την κατασκευή της βάσης. Στις αρχές του 19<sup>ου</sup> αιώνα έγινε αντιληπτό ότι η σταθεροποίηση της οδοντοστοιχίας στο νωδό στόμα απαιτεί αφ' ενός πιστή και εξατομικευμένη εφαρμογή της βάσης στη στηρίζουσα περιοχή και αφ' ετέρου αυστηρά καθορισμένη επέκταση των ορίων της<sup>2</sup>, ώστε να ενεργοποιούνται οι συγκρατητικοί μηχανισμοί της συνοχής, της συνάφειας και της περιφερικής απόφραξης<sup>1</sup>. Φάνηκε τότε ότι για να γίνουν λειτουργικές, αλλά και κατασκευαστικά απλές (άρα οικονομικές και προσιτές) οι βάσεις έπρεπε να κατασκευάζονται από το κατάλληλο υλικό. Το υλικό της βάσης πρέπει να είναι αρχικά εύπλαστο, ώστε να διαμορφώνεται σε στενή επαφή με τη μορφολογία της στηρίζουσας περιοχής, και στη συνέχεια να γίνεται δύσκαμπτο και ανθεκτικό για να δέχεται τις μασητικές δυνάμεις. Επιπρόσθετα, το βάρος και ο όγκος της βάσης πρέπει να είναι περιορισμένα για να διευκολύνεται η ανάπτυξη του νευρομυϊκού αντανακλαστικού. Τα συνθετικά πολυμερή αποτέλεσαν την απάντηση στην αναζήτηση ενός τέτοιου υλικού με την εισαγωγή του βουλκανισμένου καουτσούκ στα μέσα του 19<sup>ου</sup> αιώνα<sup>1</sup>. Οι ακρυλικές ρητίνες εισήχθηκαν το 1936, κάλυψαν τις απαιτήσεις ενός υλικού βάσεων οδοντοστοιχιών σε ικανοποιητικό βαθμό και αποτελούν μέχρι σήμερα υλικό εκλογής για τις βάσεις των κινητών αποκαταστάσεων<sup>1-3</sup>.

Με τον όρο ακρυλικές ρητίνες ή απλώς ακρυλικά χαρακτηρίζονται τα υλικά που αποτελούνται από πολυμεθακρυλικό μεθύλιο, το οποίο προκύπτει από τον πολυμερισμό προσθήκης με ελεύθερες ρίζες του μονομερούς μεθακρυλικού μεθυλίου<sup>5,6</sup>. Η διαδικασία κατασκευής περιλαμβάνει την ανάμιξη σκόνης κόκκων πολυμερούς με υγρό μονομερές σε παχύρρευστο φύραμα<sup>6</sup>. Το υγρό πολυμερίζεται, σκληραίνει και εγκλωβίζει στο εσωτερικό του τους κόκκους της σκόνης. Επομένως, το υλικό των βάσεων είναι ενιαίο χημικά – πολυμεθακρυλικό μεθύλιο – αλλά όχι ομοιογενές: σε μικροσκοπική παρατήρηση οι αρχικοί πολυμερείς κόκκοι της σκόνης διακρίνονται μέσα στο υπόστρωμα, το οποίο προκύπτει από τον πολυμερισμό του υγρού<sup>1</sup>.

Το ακρυλικό πολυμερές αποτελείται από μεγαλομοριακές αλυσίδες, οι δομικές μονάδες των οποίων (τα μέρη) συνδέονται ισχυρά με ομοιοπολικούς δεσμούς. Μεταξύ τους όμως οι αλυσίδες συνδέονται σχετικά

χαλαρά, με δευτερογενείς δυνάμεις σθένους<sup>7</sup>. Η εφαρμογή μιας εξωτερικής δύναμης μπορεί να διαχωρίσει εύκολα τις αλυσίδες και το ακρυλικό χαρακτηρίζεται από μικρή μηχανική αντοχή<sup>1</sup>. Αυτό είναι ανεπιθύμητο για ένα οδοντιατρικό υλικό που τοποθετείται μόνιμα στο στόμα και υπόκειται στις μασητικές δυνάμεις. Στη βάση κατά τη λειτουργία της αναπτύσσονται τάσεις<sup>8-10</sup>, οι οποίες προδιαθέτουν για θραύση<sup>11</sup>. Πράγματι, οι θραύσεις των βάσεων των οδοντοστοιχιών αποτελούν σύνηθες κλινικό πρόβλημα και καταγράφονται ως μια από τις συχνότερες αιτίες επιδιόρθωσης<sup>12</sup>.

Η θραύση μπορεί να προκληθεί με δύο διαφορετικούς τρόπους. Είτε μέσω κρούσης (impact), όπως συμβαίνει μετά από τυχαία πτώση της οδοντοστοιχίας, είτε μέσω κόπωσης του υλικού, λόγω των επαναλαμβανόμενων, μικρού σχετικά μεγέθους, φορτίσεων από τις επαφές με τους ανταγωνιστές<sup>13</sup>. Επομένως, η βελτίωση του υλικού των βάσεων σχετίζεται άμεσα με την ενίσχυση των μηχανικών ιδιοτήτων, κυρίως, όσων εμπλέκονται στους παραπάνω μηχανισμούς θραύσης. Η ενίσχυση των μηχανικών ιδιοτήτων επιδιώκεται είτε με επεμβάσεις στη σύνθεση του υλικού είτε με προσθήκη στο εσωτερικό του ενισχύσεων από υλικά διαφορετικής χημικής σύνθεσης.

Η βιβλιογραφική αυτή ανασκόπηση περιγράφει τα υλικά και τις μεθόδους που προτείνονται ή εφαρμόζονται για τη βελτίωση των μηχανικών ιδιοτήτων των ακρυλικών για βάσεις οδοντοστοιχιών. Σκοπός της εργασίας ήταν η αξιολόγηση της αποτελεσματικότητας των βελτιώσεων και η επισήμανση των περιορισμών ή προβλημάτων που προκύπτουν από τη χρησιμοποίησή τους, όπως αυτά τεκμηριώνονται από τα αποτελέσματα των ερευνητικών δημοσιεύσεων.

Η βιβλιογραφική έρευνα διεξήχθη μέσω της βάσης δεδομένων PubMed και με λέξεις κλειδιά "denture base" ("removable base", "removable denture") και "acrylic resin" σε συνδυασμό με "mechanical properties", "strength", "fracture", "impact", "fatigue", "cross-link", "rubber", "reinforcement" και "fibre" ("fiber"). Η έρευνα αποσκοπούσε στον εντοπισμό εργαστηριακών ερευνών με αντικείμενο τις μηχανικές ιδιότητες τροποποιημένων ή ενισχυμένων υλικών βάσεων οδοντοστοιχιών. Η συλλογή του βιβλιογραφικού υλικού συμπληρώθηκε με αναζήτηση άρθρων από τη βιβλιογραφία των δημοσιεύσεων που ανακτήθηκαν από την αρχική έρευνα, καθώς και πληροφοριών από σχετικά συγγράμματα. Για την πληρέστερη ανάπτυξη του θέματος συλλέχθηκε αντιπροσωπευτικό υλικό σχετικά με την επίδραση των βελτιώσεων σε παράπλευρες σημαντικές ιδιότητες, όπως προσρόφηση ή διαλυτότητα. Η έρευνα δε συμπεριέλαβε δημοσιεύσεις που αφορούν υλικά και μεθόδους για επιδιορθώσεις θραύσεων των βάσεων ή για επανεφαρμογές, καθώς αυτά αποτελούν ένα διακριτό, όσο και εκτενές, κεφάλαιο της σχετικής βιβλιογραφίας.

### Τροποποιήσεις της δομής του πολυμεθακρυλικού μεθύλιου

#### Ακρυλικά πολυμερή σταυροειδούς σύνδεσης

Όπως αναφέρθηκε, στη βασική του μορφή το πολυμεθακρυλικό μεθύλιο είναι ένα σχετικά απλό γραμμικό ομοιοπολυμερές δίκτυο, με διαπλεκόμενες μακρομοριακές αλυσίδες, οι οποίες διαχωρίζονται εύκολα επιτρέποντας τη θραύση του υλικού. Η αρχική αυτή δομή μπορεί να ενισχυθεί με την εισαγωγή των σταυροειδών συνδέσεων, οι οποίες είναι ολιγομερή μόρια που διαθέτουν δύο τουλάχιστον περιοχές με δυνατότητα ομοιοπολικής σύνδεσης με πλάγιες ομάδες των αρχικών πολυμερών αλυσίδων<sup>4,6</sup>. Έτσι, σχηματίζονται γιγαντιαία μόρια με πολύπλοκη στερεοχημική δομή. Στη βιβλιογραφία ως χαρακτηριστικό παράδειγμα παράγοντα σταυροειδούς σύνδεσης αναφέρεται η διαιθυλενογλυκόλη (EGDMA), μια διόλη με τερματικές βινυλομάδες<sup>1</sup>.

Η δομή του πολυμερούς δικτύου ισχυροποιείται με την εισαγωγή σταυροειδών συνδέσεων, αλλά η ισχυροποίηση αυτή αφορά περισσότερο τη διαλυτότητα (ακριβέστερα την αντοχή στη διάλυση), λιγότερο την προσρόφηση και ακόμα λιγότερο τις μηχανικές ιδιότητες<sup>5</sup>. Σύμφωνα με τον Craig<sup>1</sup>, η ενσωμάτωση EGDMA στο πολυμεθακρυλικό μεθύλιο επηρεάζει ελάχιστα τη σκληρότητα και την προσρόφηση, αλλά ενισχύει την αντίσταση στη διάλυση και μειώνει τον ερπυσμό. Η επίδραση του παράγοντα σταυροειδούς σύνδεσης εξαρτάται αφ' ενός από τη συγκέντρωσή του στο βασικό υλικό και αφ' ετέρου από τη χημική του ταυτότητα, με κύριες παραμέτρους το μήκος του μορίου του και το είδος των ατόμων που το συνθέτουν<sup>4</sup>. Εργαστηριακές έρευνες, που εισάγουν πειραματικά διάφορα μόρια σταυροειδών παραγόντων σε ποικίλες συγκεντρώσεις, διαπιστώνουν βελτιωμένη αντίσταση στη διάλυση<sup>14,16</sup> και μικρή μείωση της προσρόφησης<sup>14,15</sup>. Επιβεβαιώνεται, επίσης, ότι η μηχανική συμπεριφορά σχετίζεται με το μήκος του σταυροειδούς μορίου, επειδή αυτό επηρεάζει την ευκαμψία του δικτύου: οι επιμήκεις σταυροειδείς γέφυρες ενισχύουν την ευκαμψία, αποδίδοντας βελτιωμένη αντοχή στην κρούση<sup>17,19</sup> και συνεκτικότητα<sup>18</sup>, αλλά μειωμένη αντοχή στην κάμψη και τον εφελκυσμό<sup>19</sup>.

Η βελτιωμένη αντίσταση στη διάλυση των ακρυλικών σταυροειδούς σύνδεσης συμβάλλει στην καλύτερη μακροχρόνια κλινική συμπεριφορά, καθώς μεταφράζεται σε αυξημένη δυνατότητα αντίστασης στην κηλίδωση και στη δημιουργία μικρορωγμών<sup>7</sup>. Ωστόσο, και στα ακρυλικά σταυροειδούς σύνδεσης, οι μηχανικές ιδιότητες δεν βελτιώνονται σε βαθμό που να έχει κλινική σημαντικότητα.

#### Ακρυλικά πολυμερή με ενσωματωμένο ελαστομερές

Με την ενσωμάτωση ελαστομερούς, δηλαδή ενός ιεξωδοελαστικού συστατικού, στο υαλώδες πολυμερές δίκτυο του ακρυλικού, επιδιώκεται η μείωση της ψαθυ-

ρότητας του δεύτερου, λόγω της ικανότητας του πρώτου να απορροφά την ενέργεια της φόρτισης. Το ελαστομερές, το οποίο ενσωματώνεται με τη μορφή αλληλοδιαπλεκόμενου (IPN) δικτύου ελαστομερούς – ακρυλικού<sup>4,7</sup>, είναι, συνήθως, βουταδιένιο ή βουταδιένιο-στυρένιο. Σύμφωνα με τους Rodford & Braden<sup>20</sup>, το συστατικό που προστίθεται περιέχει συμπολυμερή βουταδιένιο-στυρενίου [χαμηλού μοριακού βάρους και περιορισμένης διαφοροποίησης ως προς το μήκος των αλυσίδων (molecular range)] με ακρυλικές τερματικές ομάδες και συμπολυμερή τύπου block, χωρίς τερματικές ακρυλομάδες<sup>20,21</sup>.

Υπάρχουν διάφορες θεωρίες για το μηχανισμό μηχανικής ενίσχυσης του ακρυλικού με την ενσωμάτωση ελαστομερούς. Το ελαστομερές μπορεί να απορροφά την ενέργεια της φόρτισης, καθώς επιμηκύνεται ανάμεσα στις ρωγμές του πολυμερούς. Επίσης, τα σωματίδια του ελαστομερούς μπορεί να ασκούν υδροστατική εφελκυστική τάση στο γειτονικό τους πολυμερές υπόστρωμα, μετατρέποντας την ψαθυρή συμπεριφορά σε ενδοτική. Σύμφωνα με τη θεωρία της συσσώρευσης μικρορωγμών (craze nucleation) τα σωματίδια του ελαστομερούς λειτουργούν σαν περιοχές συσσώρευσης τάσης, οπότε παράγονται πολλές μικρές ρωγμές αντί για μια, μεγάλη και καταστροφική<sup>22</sup>. Η πιο αποδεκτή θεωρία είναι ότι τα ελαστομερή σωματίδια διασπείρουν ή διαθλούν τις σχηματιζόμενες ρωγμές: Όταν σε ένα ακρυλικό που περιέχει ελαστομερές σχηματιστεί μια ρωγμή, αυτή προωθείται εύκολα στο εσωτερικό του πολυμεθακρυλικού υποστρώματος, αλλά η προώθησή της επιβραδύνεται στην επιφάνεια του ελαστομερούς<sup>23</sup>.

Το πλεονέκτημα που προκύπτει από την ενσωμάτωση των ενδοτικών ελαστομερών σωματιδίων στο άκαμπτο ακρυλικό δίκτυο είναι η δυνατότητα αντιμετώπισης της απότομης και έντονης φόρτισης. Δηλαδή η προσθήκη ελαστομερούς αυξάνει την αντοχή του ακρυλικού ειδικά σε περιπτώσεις κρούσης<sup>24-28</sup>, ενώ ταυτόχρονα σταματά την προώθηση των ρωγμών, ενισχύοντας τη δυσθραυστότητα (fracture toughness)<sup>23,27</sup>. Για το λόγο αυτό, οι ρητίνες αυτού του τύπου προωθούνται ως ρητίνες με υψηλή [αντοχή στην] κρούση (high impact). Αναφέρονται, επίσης, και ως ρητίνες υψηλής αντοχής (high strength), αλλά ο χαρακτηρισμός αυτός δεν ανταποκρίνεται στην πραγματικότητα, επειδή άλλες παράμετροι της μηχανικής αντοχής, όπως το μέτρο ελαστικότητας, δεν βελτιώνονται<sup>25,26</sup>, αλλά αντίθετα μπορεί και να παραβλάπτονται<sup>23</sup> από την τροποποίηση. Σε δύο από τις πρώτες ερευνητικές δημοσιεύσεις στο θέμα ο Rodford<sup>21,29</sup> αναφέρει ότι το μέτρο ελαστικότητας μειώνεται, όταν αυξάνεται η περιεκτικότητα σε ελαστομερές και υποστηρίζει ότι χρειάζεται προσεκτικά διαμορφωμένη αναλογία ακρυλικού-ελαστομερούς για να επιτευχθεί ο καλύτερος συνδυασμός αντοχής στην κρούση και μέτρου ελαστικότητας. Οι Stafford και συν.<sup>30</sup> αναφέρουν ότι, σε σύγκριση με τα

συμβατικά θερμοπολυμεριζόμενα υλικά, οι ρητίνες υψηλής αντοχής παρουσιάζονται ανθεκτικότερες στην κρούση και σταθερότερες σε διαστάσεις, αλλά λιγότερο ανθεκτικές στην κόπωση και την κάμψη. Σε αντίθεση με τα παραπάνω, πρόσφατες έρευνες αναφέρουν ότι η αντοχή κάμψης των ενισχυμένων υλικών είναι παρόμοια<sup>26,31</sup> ή και βελτιωμένη<sup>28</sup> σε σχέση με τα συμβατικά υλικά.

Ένα σημαντικό πλεονέκτημα των ακρυλικών με ενσωματωμένο ελαστομερές είναι ότι σχηματίζουν φύραμα παρόμοιου ιξώδους με τα συμβατικά και δε δυσχεραίνουν τις εργαστηριακές διαδικασίες (στιβαγμό, εγκλείστρωση, όπτηση, στίλβωση)<sup>21,29</sup>. Βασικό μειονέκτημά τους αποτελεί το αυξημένο κόστος τους<sup>4</sup>.

### **Προσθήκη ενισχυτικών ένθετων στο ακρυλικό πολυμερές**

Μια δεύτερη μέθοδος βελτίωσης των μηχανικών ιδιοτήτων των πολυμερών βάσεων οδοντοστοιχιών είναι η προσθήκη ενισχύσεων, προκατασκευασμένων σε διάφορα σχήματα και αποτελούμενων από ποικίλα υλικά, που συνήθως είναι διαφορετικά από το ακρυλικό. Τα ενισχυτικά υλικά διαθέτουν υψηλή αντοχή στον εφελκυσμό και υποστηρίζεται ότι βελτιώνουν την αντοχή της βάσης, εάν τοποθετηθούν στις περιοχές της οδοντοστοιχίας που υφίστανται ισχυρές εφελκυστικές τάσεις<sup>32</sup>. Η ενίσχυση εισάγεται στο ακρυλικό φύραμα, όταν αυτό βρίσκεται στο στάδιο της ζύμης και σταθεροποιείται στο εσωτερικό της βάσης, καθώς αυτή στερεοποιείται με την όπτηση. Ποικίλα υλικά έχουν χρησιμοποιηθεί σαν ενισχυτικά του ακρυλικού και αρκετές ερευνητικές δημοσιεύσεις ασχολούνται με τις μορφές των ενισχύσεων, τη μηχανική βελτίωση που επιτυγχάνουν και τους παράγοντες που επηρεάζουν τη δράση τους.

#### *Υλικά των ενισχύσεων*

##### *Μεταλλικές ενισχύσεις*

Οι μεταλλικές ενισχύσεις είναι γνωστή μέθοδος εξασφάλισης συμπληρωματικής αντοχής σε βάσεις οδοντοστοιχιών που υπόκεινται σε κίνδυνο θραύσης<sup>33</sup>. Στα υλικά των ενισχύσεων περιλαμβάνονται κράματα, όπως ο ορείχαλκος<sup>34</sup>, ο χάλυβας<sup>35-38</sup> και το χρωμιοκοβάλτιο<sup>39</sup>, αλλά και μέταλλα όπως ο άργυρος, ο χαλκός και το αργίλιο<sup>40</sup>. Παρά τη συχνή χρήση τους παρουσιάζουν μειονεκτήματα, που ξεκινούν από τη φτωχή αισθητική τους<sup>32,41</sup> και συνεχίζονται στη δυσκολία ενσωμάτωσής<sup>41</sup>, το κόστος και τον κίνδυνο διάβρωσης<sup>34,35</sup>.

##### *Ίνες άνθρακα*

Οι ίνες άνθρακα, που εισήχθησαν από τον Edison στα τέλη του 19<sup>ου</sup> αιώνα, κατασκευάζονται με ειδική τεχνική που χρησιμοποιεί πολυακρυλονιτρίδιο ως

πρώτη ύλη και συνθέτει αλυσίδες που αποτελούνται από άτομα άνθρακα σε επιμήκη διάταξη<sup>42</sup>. Σε σχέση με τα μεταγενέστερα υλικά οι ίνες άνθρακα εμφανίζονται να μειονεκτούν και γι' αυτό οι σχετικές αναφορές είναι ολιγάριθμες, τουλάχιστον μετά το 1980<sup>13</sup>. Στα μειονεκτήματα περιλαμβάνονται δυσκολία χειρισμού και ακριβούς τοποθέτησης των ινών<sup>43</sup>, λόγω της φύσης («σαν ελατήριο») του υλικού<sup>32</sup>, προβλήματα στίλβωσης και αντισταθτικό μαύρο χρώμα<sup>7,32</sup>.

##### *Ίνες από ύαλο*

Οι ίνες από ύαλο έχουν χρησιμοποιηθεί για την ενίσχυση του ακρυλικού των βάσεων από το 1957<sup>13</sup>. Η ύαλος μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε διάφορες μορφές<sup>41</sup>, είναι διαφανής<sup>32</sup> και δεν επηρεάζει την προσρόφηση, τη διαλυτότητα και τη σταθερότητα των διαστάσεων<sup>44,45</sup>. Αναφέρεται, όμως, ότι η προσθήκη ενισχύσεων από ύαλο επηρεάζει την απελευθέρωση υπολειπόμενου μονομερούς από τα θερμοπολυμεριζόμενα ακρυλικά<sup>46</sup> όπως και τη συστολή πολυμερισμού<sup>38</sup>.

##### *Ίνες πολυαραμιδίου*

Το πολυαραμίδιο, ένα οργανικό πολυμερές που κυκλοφορεί υπό την εμπορική ονομασία Kevlar, είναι ένα ισχυρό και ταυτόχρονα ελαφρύ ενισχυτικό υλικό με πολλές εφαρμογές, όπως κατασκευή ελαστικών αυτοκινήτων και σκελετών πλοίων και αεροσκαφών<sup>13</sup>. Για την ενίσχυση των βάσεων οδοντοστοιχιών χρησιμοποιείται με τη μορφή ινών, που είναι λεπτές και ελαστικές, αλλά συχνά προεξέχουν στην επιφάνεια της βάσης και δυσχεραίνουν τη στίλβωση, ενώ το κίτρινο χρώμα τους είναι αντισταθτικό<sup>7,13,32</sup>.

##### *Ίνες πολυαιθυλενίου*

Το πολυαιθυλένιο, ένα πολυμερές με κρυσταλλική αρχική δομή, θερμαίνεται σε κατάλληλη θερμοκρασία και παίρνει τη μορφή ινών που διαθέτουν ολκιμότητα, ουδέτερο χρώμα, μικρή πυκνότητα και βιοσυμβατότητα<sup>13</sup>. Για την ενίσχυση του ακρυλικού χρησιμοποιείται με τη μορφή του πολυαιθυλενίου με πολύ υψηλό μέτρο ελαστικότητας (ultra-high modulus polyethylene, UHMPE)<sup>13</sup>. Λόγω της υδρόφοβης φύσης του, το πολυαιθυλένιο μειώνει την προσρόφηση νερού<sup>47-49</sup> και, επομένως, τις μεταβολές των διαστάσεων, ενώ συμβάλλει και στην ελάττωση της συστολής πολυμερισμού, μέσω των ανισότροπων μηχανικών και θερμικών ιδιοτήτων των ινών του<sup>50</sup>.

##### *Ίνες πολυμεθακρυλικού μεθυλίου*

Η χρήση του πολυμεθακρυλικού μεθυλίου σε τροποποιημένη δομή ώστε να προσλάβει μορφή ινών βασίζεται στη θεωρία της αυτοενίσχυσης (self-reinforcement). Ως θερμοπλαστικό πολυμερές, το πολυμεθακρυλικό μεθύλιο επιτρέπει την εγκατάσταση μοριακού προσανατολισμού στη δομή του, μετά από κατάλληλη θερμομηχανική κατεργασία (fibre spinning – drawing)<sup>51</sup>,

οπότε διαμορφώνεται σε ίνες. Το ενισχυμένο με πολυμεθακρυλικό μεθύλιο ακρυλικό πολυμερές βάσεων οφείλει τη μηχανική του συμπεριφορά στις ενισχυτικές ίνες με τις βελτιωμένες μηχανικές ιδιότητες, οι οποίες βέβαια συγκρατούνται από υπόστρωμα που είναι χημικά ταυτόσημο με αυτές. Οι συνθήκες πολυμερισμού του υποστρώματος (χρόνος – θερμοκρασία όπτησης) είναι καθοριστικές, ώστε να διατηρείται η αρχική δομή των ινών χωρίς να δυσχεραίνεται η ενσωμάτωσή τους<sup>52</sup>.

### Μορφές των ενισχύσεων

Οι μεταλλικές ενισχύσεις χρησιμοποιούνται με τη μορφή λεπτών ελασμάτων ή πλεγμάτων, επιμήκων δοκών ποικίλης διατομής και συρμάτων<sup>53</sup>, ενώ αναφέρεται και η χρήση ενισχυτικών μεταλλικών κόκκων (fillers)<sup>40</sup>. Για τα υπόλοιπα υλικά υπάρχει, όπως αναφέρθηκε, η δυνατότητα διαμόρφωσής τους σε λεπτές ίνες, μορφή που προτιμάται, γιατί λόγω σχήματος οι ίνες ευνοούν την αντοχή στον εφελκυσμό.

Ανάλογα με το μήκος και τον προσανατολισμό τους οι ενισχυτικές ίνες διακρίνονται σε:

- α. συνεχείς (continuous), δηλαδή επιμήκεις και διαταγμένες σε δέσμες με μια κατεύθυνση (unidirectional)<sup>41</sup>. Η μηχανική τους συμπεριφορά επηρεάζεται από τη διεύθυνση εφαρμογής της φόρτισης και χαρακτηρίζονται ως ανισότροπες<sup>54</sup>.
- β. πλεκτές (woven), ώστε να εξασφαλίζουν ενίσχυση σε δύο διαστάσεις<sup>54</sup>. Χαρακτηρίζονται ορθοτροπικά ανισότροπες<sup>41</sup>.
- γ. κερματισμένες (chopped), με μικρό μήκος και διαταγμένες τυχαία σε τρεις διαστάσεις, οπότε χαρακτηρίζονται ισότροπες<sup>41,55</sup>.

Όλες οι παραπάνω μορφές παρουσιάζουν μειονεκτήματα, τόσο ως προς την αποτελεσματικότητα όσο και ως προς την ευχέρεια χειρισμών, και στη βιβλιογραφία συχνά αναφέρονται και εναλλακτικές μορφές ενισχύσεων όπως νιφάδες ύαλου<sup>56</sup>, κόκκοι (beads) πολυαιθυλενίου<sup>57,58</sup> ή κοίλα σφαιρίδια ακρυλικού<sup>59</sup>.

### Βελτιώσεις που εξασφαλίζουν οι ενισχύσεις στις μηχανικές ιδιότητες του πολυμεθακρυλικού μεθυλίου

Η βιβλιογραφία σχετικά με την επίδραση των ενισχύσεων στις μηχανικές ιδιότητες είναι πλούσια, αφ' ενός λόγω της ποικιλίας υλικών, μορφών και μεθόδων, και αφ' ετέρου λόγω της πολυπλοκότητας του ίδιου του αντικειμένου της μηχανικής αντοχής με τις διάφορες επιμέρους ιδιότητες. Συνοπτικά, οι επιπτώσεις των ενισχύσεων στις μηχανικές ιδιότητες έχουν ως εξής:

#### Αντοχή στην κρούση

Η αντοχή στην κρούση, μια ιδιαίτερα σημαντική ιδιότητα για τα υλικά των βάσεων, παρουσιάζεται βελτιωμένη με ενισχύσεις από πολυαιθυλένιο<sup>60-62</sup>. Το σχήμα των ενισχύσεων φαίνεται να παίζει κάποιο ρόλο,

αφού οι μικρού μήκους ίνες<sup>63</sup>, οι πλεκτές σε στρώματα<sup>64,65</sup> και οι κερματισμένες<sup>49,66</sup> εξασφαλίζουν εξαιρετικά βελτιωμένη αντοχή στην κρούση. Αντίθετα, η χρήση κόκκων (beads) πολυαιθυλενίου δε βελτιώνει την αντίσταση στην κρούση<sup>57,58</sup>.

Θετικά, επίσης, αποτελέσματα ως προς τη βελτίωση της αντοχής στην κρούση παρουσιάζουν οι ενισχύσεις με ίνες ύαλου<sup>32,62</sup>. Σύμφωνα με τους Kim & Watts<sup>67</sup> δοκίμια σε σχήμα βάσεων ολικών οδοντοστοιχιών άνω γνάθου υπερδιπλασίασαν την αντοχή τους στην κρούση μετά από μια τέτοια ενίσχυση. Οι Kanie και συν.<sup>32</sup> αναφέρουν ότι η αποτελεσματικότητα των ενισχύσεων επηρεάζεται από το πάχος της ακρυλικής βάσης. Η θετική επίδραση των κερματισμένων ινών ύαλου είναι ιδιαίτερα εμφανής με αναλογία ινών 5%<sup>55</sup>. Με την προσθήκη ινών ύαλου αυξάνουν σημαντικά την αντοχή στην κρούση τα ακρυλικά έγχυσης (injection)<sup>55</sup>, αλλά βελτίωση αναφέρεται και για τα αυτοπολυμεριζόμενα<sup>68</sup> και θερμοπολυμεριζόμενα<sup>36</sup> ακρυλικά.

Θετικές, αν και ολιγάριθμες, αναφορές υπάρχουν και για τις ίνες πολυαραμιδίου<sup>68,69</sup> και άνθρακα<sup>62</sup> καθώς και για τη συρμάτινη ενίσχυση από χάλυβα<sup>36</sup>. Αντίθετα, η αυτοενίσχυση με συνεχείς ίνες ακρυλικού, όχι μόνο δε βελτιώνει<sup>70,71</sup>, αλλά μπορεί και να μειώνει<sup>22</sup> την αντοχή στην κρούση.

#### Αντοχή στην κάμψη

Η αντοχή στην κάμψη υπολογίζεται με δοκιμασία κάμψης (λυγισμού) τριών σημείων και σχετίζεται με την κλινική καταπόνηση της άνω οδοντοστοιχίας. Οι ίνες ύαλου εμφανίζονται ιδιαίτερα αποτελεσματικές στη βελτίωση της ιδιότητας αυτής. Χαρακτηριστικά οι Vallittu και συν.<sup>72</sup> αναφέρουν ότι δοκίμια σχήματος βάσης οδοντοστοιχίας βελτίωσαν την αντοχή τους στην κάμψη κατά 146% μετά από ενίσχυση με συνεχείς ίνες ύαλου, αν και χρειάστηκε εξαιρετικά μεγάλο ποσοστό ινών για να επιτευχθεί το αποτέλεσμα αυτό. Η συνεισφορά των ινών ύαλου στην αντοχή στην κάμψη αφορά τα θερμοπολυμεριζόμενα ακρυλικά<sup>32,72,73</sup> αλλά και τα αυτοπολυμεριζόμενα και φωτοπολυμεριζόμενα<sup>41,74-78</sup>, τα πολυμεριζόμενα με μικροκύματα και τα εφαρμοζόμενα με έγχυση<sup>55,79</sup>.

Οι ίνες άνθρακα βελτιώνουν, επίσης, την αντοχή στην κάμψη<sup>87</sup>, όταν είναι σωστά τοποθετημένες<sup>43</sup> και με κατάλληλη επιφανειακή επεξεργασία<sup>88</sup>. Για τις ίνες πολυαραμιδίου τα αποτελέσματα δεν είναι σαφή, καθώς αναφέρονται μέτριες<sup>80</sup> ή μεγάλες<sup>69</sup> βελτιώσεις, καθόλου βελτίωση<sup>81</sup>, ακόμα και αρνητικά<sup>82</sup> αποτελέσματα.

Για τις ίνες πολυαιθυλενίου αναφέρονται θετικά αποτελέσματα, αν και σε μικρότερο βαθμό από τις ίνες ύαλου<sup>73,83</sup>. Μολονότι οι Ladizesky και συν.<sup>84</sup> πέτυχαν σημαντική βελτίωση της αντοχής με ενσωμάτωση δέκα στρωμάτων πλεκτών ινών πολυαιθυλενίου<sup>65</sup>, άλλοι ερευνητές αναφέρουν μη ικανοποιητικά αποτελέσματα<sup>60,85</sup>. Οι Dixon και Breeding<sup>86</sup> βρίσκουν βελτιωμένη

την αντοχή στην κάμψη μόνο στα φωτοπολυμεριζόμενα ακρυλικά και όχι στα θερμοπολυμεριζόμενα και τα υψηλής αντοχής, ενώ οι Carlos και Harrison<sup>57</sup> παρατηρούν μειωμένη αντοχή σε ακρυλικά μετά από ενίσχυση με κόκκους πολυαιθυλενίου.

Η προσθήκη ινών πολυμεθακρυλικού μεθυλίου, τόσο κερματισμένων<sup>89</sup> όσο και συνεχών<sup>22,51,70,71</sup>, δε συνεισφέρει στην ενίσχυση της αντοχής του ακρυλικού στην κάμψη. Η αντοχή στην κάμψη και στην κρούση διερευνήθηκαν και μετά από προσθήκη πυριτίου, ενός πολύ διαδεδομένου ενισχυτικού παράγοντα, που όμως δε βελτίωσε σημαντικά την απόδοση του πολυμερούς<sup>90</sup>.

#### *Μέτρο ελαστικότητας*

Το μέτρο ελαστικότητας, που αποτελεί μέτρο της αντίστασης του υλικού στην ελαστική παραμόρφωση, εμφανίζεται μειωμένο με προσθήκη ινών ακρυλικού<sup>22,89</sup>, αλλά αυξημένο με προσθήκη κόκκων ακρυλικού<sup>91</sup> σε ρητίνες υψηλής αντοχής στην κρούση.

Η προσθήκη ινών πολυαιθυλενίου<sup>62,85</sup> προκαλεί μικρή, μη σημαντική αύξηση του μέτρου ελαστικότητας. Το ίδιο αποτέλεσμα καταγράφεται με την ενίσχυση με ίνες ύαλου, συνεχείς<sup>62</sup> και κερματισμένες<sup>55</sup>. Εφαρμοζόμενες, όμως, μετά από εμπότιση σε ακρυλικό πολυμερές, οι συνεχείς ίνες ύαλου αυξάνουν σημαντικά το μέτρο ελαστικότητας, όπως και την αντοχή στον εφελκυσμό, του αυτοπολυμεριζόμενου πολυμερούς<sup>92</sup>. Το φορτίο θραύσης βελτιώνεται με την προσθήκη μεταλλικών ενισχύσεων<sup>53,93</sup> και ινών άνθρακα, πολυαραμιδίου και ύαλου<sup>94,95</sup> και εμφανίζεται μειωμένο μόνο με την αυτοενίσχυση με πολυμεθακρυλικό μεθύλιο<sup>22</sup>.

#### *Πρώθηση των ρωγμών - αντοχή στην κόπωση*

Η ενέργεια για πρώθηση των ρωγμών (σε δοκίμια οδοντοστοιχιών) αυξάνεται στις ρητίνες υψηλής αντοχής μετά από ενίσχυση με ύαλο<sup>67</sup>, και αντίστοιχα η δυσθραυστότητα (fracture toughness) βελτιώνεται με προσθήκη ενισχύσεων σε μορφή νιφάδων ύαλου<sup>56</sup>, ινών πολυαραμιδίου<sup>81</sup> και ινών ακρυλικού<sup>51,52</sup>.

Από τους Vallittu και συν.<sup>72</sup>, η αντοχή στην κόπωση βρέθηκε βελτιωμένη σε δοκίμια σχήματος ολικών οδοντοστοιχιών ενισχυμένα με ίνες ύαλου, με μεγάλο όμως ποσοστό ινών ενσωματωμένων στη βάση. Το ίδιο αποτέλεσμα παρατηρήθηκε και σε δοκίμια σχήματος μερικών οδοντοστοιχιών, όπου οι ίνες ύαλου βρέθηκαν αποτελεσματικότερες από μεταλλικές χαλύβδινες ενισχύσεις<sup>37</sup>. Βελτίωση της αντοχής στην κόπωση με ίνες ύαλου διαπιστώνεται και για τα αυτοπολυμεριζόμενα ακρυλικά<sup>54,96</sup>. Θετικά αποτελέσματα καταγράφονται, επίσης, από τις ίνες πολυαιθυλενίου<sup>96</sup>, από τις επιμήκεις ίνες αραμιδίου<sup>97</sup>, ακόμα και από την αυτοενίσχυση με ίνες ακρυλικού<sup>51</sup>. Οι ίνες άνθρακα βελτιώνουν και αυτές την αντοχή στην κόπωση, περισσότερο όταν διευθετούνται σε συγκεκριμένη κατεύθυνση<sup>43</sup> παρά σε τυχαία διασπορά<sup>98</sup>.

#### **Παράγοντες που επηρεάζουν την ενίσχυση με ενσωμάτωση ενισχυτικών ινών**

Όπως δείχνει η σχετική βιβλιογραφία, η ενίσχυση των βάσεων με ίνες έχει τη δυνατότητα να προσδώσει στο ακρυλικό βελτιωμένες μηχανικές ιδιότητες, ιδιαίτερα εκείνες που θεωρούνται κρίσιμες για τη μακροχρόνια λειτουργία των οδοντοστοιχιών<sup>2</sup>. Ειδικά κάποια από τα προτεινόμενα υλικά ενισχύσεων, όπως οι ίνες ύαλου ή πολυαιθυλενίου, εμφανίζουν ιδιαίτερα θετικά αποτελέσματα και αποτελούν αντικείμενο συνεχιζόμενης ερευνητικής δραστηριότητας. Η περαιτέρω διερεύνηση είναι απαραίτητη, γιατί η επιτυχία των ενισχύσεων εξαρτάται από ορισμένους βασικούς παράγοντες.

#### *Πρόσφυση της ενίσχυσης στο ακρυλικό*

Ένας σημαντικός παράγοντας επιτυχίας της ενίσχυσης είναι η πρόσφυση - σύνδεση (adhesion) ανάμεσα στο πολυμερές και την ενίσχυση. Ενώ η υπόθεση ότι ένα υλικό με αντοχή στον εφελκυσμό, αν ενσωματωθεί στο πολυμερές, θα ενισχύσει τη μηχανική του συμπεριφορά, έχει λογική βάση, παρατηρήθηκε ότι η θεωρητικά αναμενόμενη βελτίωση δεν επιτυγχάνεται στην πράξη<sup>82,92</sup>. Αυτό αποδόθηκε, κυρίως, στην ατελή πρόσφυση της ενίσχυσης στο πολυμερές<sup>99</sup>. Αν η πρόσφυση δεν είναι πλήρης, τότε η ενίσχυση, αντί να βελτιώσει τις μηχανικές ιδιότητες του ακρυλικού, λειτουργεί ως σημείο συγκέντρωσης τάσεων και διευκολύνει τη δημιουργία και προώθηση ρωγμών.

Ο βαθμός της πρόσφυσης επηρεάζεται από διάφορες παραμέτρους, με κυριότερη τη φύση των δύο υλικών ή ακριβέστερα τη φύση της διεπιφάνειάς τους. Για παράδειγμα, η βελτίωση της αντοχής που επιτυγχάνεται με μεταλλικές ενισχύσεις αξιολογείται ως ανεπαρκής επειδή η διεπιφάνεια μετάλλου - ακρυλικού δεν ευνοεί την επαρκή πρόσφυση και δημιουργούνται περιοχές συσσώρευσης τάσεων<sup>13,96</sup>. Η πρόσφυση μετάλλου - ακρυλικού βελτιώνεται με την επιφανειακή επεξεργασία του μεταλλικού ενθέτου για την ανάπτυξη μικρο-συγκράτησης<sup>100</sup> ή χημικής σύνδεσης ανάμεσα στα δύο υλικά<sup>101,102</sup>.

Ανάλογες τεχνικές επιστρατεύονται για την εξασφάλιση χημικής ή μικρομηχανικής<sup>60</sup> συγκράτησης των ενισχύσεων από ύαλο. Οι τεχνικές αυτές περιλαμβάνουν προκατεργασία της επιφάνειας των ενισχυτικών σωματιδίων, με συνηθέστερη την επεξεργασία με ενώσεις σιλανίου (σιλανοποίηση). Η σιλανοποίηση βελτιώνει σημαντικά την αποτελεσματικότητα της ενίσχυσης, όχι μόνο για ίνες ύαλου<sup>103,104</sup>, αλλά και πολυαραμιδίου και άνθρακα<sup>104</sup>.

Επιφανειακή επεξεργασία (plasma) για βελτίωση της πρόσφυσης χρειάζονται και οι ενισχύσεις πολυαιθυλενίου<sup>47,83,105</sup> και οι Ladizeski και συν.<sup>49</sup> υποστηρίζουν ότι με κατάλληλη μέθοδο<sup>106,107</sup> η ενίσχυση με πολυαιθυλένιο εξασφαλίζει βάσεις που είναι όχι μόνο ανθεκτικές, αλλά και με καλύτερη συμπεριφορά σε

πρακτικό επίπεδο ανεξάρτητα από το εξειδικευμένο σχήμα τους. Αυτή η αναγκαία, αλλά και δυσχερής, επεξεργασία της επιφάνειας των ινών πολυαιθυλενίου για βελτίωση της πρόσφυσης<sup>32</sup> καθιστά την κατασκευή των θάσεων χρονοβόρα<sup>13,66</sup> και αποτελεί βασικό μειονέκτημα των ενισχύσεων αυτού του τύπου.

#### Διαβροχή των ενισχύσεων από το ακρυλικό μονομερές

Η πρόσφυση θα είναι τόσο καλύτερη όσο πληρέστερη είναι η διαβροχή των ενισχύσεων από το μονομερές κατά τη διάρκεια της τοποθέτησής τους στο ακρυλικό φύραμα. Ως προς τον παράγοντα αυτό πλεονεκτεί το πολυααμιδίο, του οποίου οι ίνες διαβρέχονται ικανοποιητικά από το μονομερές χωρίς ανάγκη επιφανειακής κατεργασίας<sup>13</sup>.

Για τις ίνες ύαλου προτείνεται πριν από τη χρήση εμπότιση με λεπτόρρευστο φύραμα πολυμεθακρυλικού πολυμερούς. Η βελτιωμένη πρόσφυση που επιτυγχάνεται έτσι, αποδίδεται στον έλεγχο της συστολής πολυμερισμού<sup>72,73,108</sup>, επειδή η αναλογία σκόνης - υγρού του πολυμερούς που προκαλεί τη μικρότερη συστολή εξασφαλίζει και τη μεγαλύτερη μηχανική βελτίωση<sup>109</sup>. Στη βιβλιογραφία αναφέρονται και παραλλαγές της τεχνικής εμπότισης, με χρήση ολιγομερούς ουρεθάνης αντί για πολυμεθακρυλικό μεθύλιο, χωρίς όμως καλύτερα αποτελέσματα<sup>41,73,77,96</sup>.

Στις πολυμερείς ίνες των αυτοενισχύσεων δοκιμάστηκε εμπότιση σε ελαστομερές βουταδενίου - στυρενίου με σκοπό την εξασφάλιση εύκαμπτης σύνδεσης ανάμεσα στις ίνες και το υπόστρωμα, χωρίς ικανοποιητικά αποτελέσματα είτε λόγω της ανομοιόμορφης κατανομής των ενισχυτικών στοιχείων<sup>110</sup> είτε επειδή η διεπιφάνεια που προκύπτει είναι εγγενώς αδύναμη<sup>22</sup>.

#### Συγκέντρωση των ενισχυτικών ινών

Η συγκέντρωση των ινών στο φύραμα σχετίζεται με την επαρκή διαβροχή<sup>99</sup>. Μικρή συγκέντρωση διασφαλίζει τη διαβροχή, αλλά προδιαθέτει για ανάπτυξη εντοπισμένων τάσεων και, πιθανόν, να είναι ανεπαρκής για την αποτελεσματική ενίσχυση. Η υπερβολική αύξηση της συγκέντρωσης, από την άλλη, μπορεί να δυσχεράνει την επαρκή διαβροχή των ινών<sup>13,57</sup> και να διευκολύνει τη δημιουργία συσσωματώσεων, πόρων και (πάλι) εντοπισμένων τάσεων<sup>71,74</sup>. Επομένως, με την αύξηση της ποσότητας των ενισχυτικών ινών επιτυγχάνεται αύξηση της αντοχής<sup>55,76,94</sup>, αλλά μόνο μέχρι ένα κρίσιμο όριο συγκέντρωσης ινών, το οποίο ποικίλλει από 2%<sup>74</sup> μέχρι 12.4%<sup>68</sup> ανάλογα με την ιδιότητα που διερευνάται<sup>168,74</sup>.

#### Μήκος – προσανατολισμός – θέση των ενισχύσεων

Το μήκος των ινών επηρεάζει την ευκολία διαβροχής και ανάμιξης. Οι μικρού μήκους ίνες, μέχρι 6 mm, εξασφαλίζουν όχι μόνο καλύτερες συνθήκες χειρισμού του ακρυλικού, αλλά και αποτελεσματικότερη μηχανική

ενίσχυση<sup>55,63</sup>.

Ανάλογα με το μήκος, τον προσανατολισμό και την επέκταση των ινών προτείνονται δύο μέθοδοι ενσωμάτωσης των ενισχύσεων, η ολική και η μερική ενίσχυση<sup>71</sup>. Η ολική ενίσχυση εφαρμόζεται με την τοποθέτηση ενισχύσεων σε διάφορες μορφές (πλέγματος, φύλλου, πλεκτών ή κερματισμένων ινών, κόκκων, σφαιριδίων ή νιφάδων), σε όλη την έκταση της βάσης και με τυχαία διασπορά. Για τη μερική ενίσχυση χρησιμοποιούνται ενισχύσεις με μορφή συνεχών ινών, οι οποίες τοποθετούνται, όχι σε όλη την έκταση της βάσης, αλλά μόνο σε επιλεγμένη περιοχή της.

Η ολική ενίσχυση διαθέτει το πλεονέκτημα της ευκολίας, αλλά η μερική θεωρείται πιο αποτελεσματική επειδή εφαρμόζεται μόνο στα σημεία της βάσης όπου αναπτύσσονται οι μεγαλύτερες τάσεις. Πρέπει όμως οι ίνες για μερική ενίσχυση να τοποθετούνται στην περιοχή της οδοντοστοιχίας που δέχεται εφελκυστική τάση<sup>32,67,73,76,96</sup> και με προσανατολισμό κάθετο στη διεύθυνση εφαρμογής της φόρτισης<sup>43</sup>. Οι προϋποθέσεις αυτές υπαγορεύουν ακριβή και σταθερή τοποθέτηση των ενισχύσεων κατά τη διάρκεια της εγκλείστρωσης<sup>4</sup> και αυτό αποτελεί μειονέκτημα για την πρακτική εφαρμογή της μεθόδου αυτής<sup>72</sup>.

#### Συμπεράσματα

- Η οδοντιατρική βιβλιογραφία καταγράφει προτάσεις για βελτίωση των μηχανικών ιδιοτήτων των ακρυλικών υλικών για βάσεις οδοντοστοιχιών είτε μέσω τροποποίησης της σύνθεσης του πολυμερούς δικτύου είτε μέσω προσθήκης ενισχυτικών ενθέτων.
- Οι σταυροειδείς συνδέσεις αποτελούν μια πρώτη εφαρμοσμένη εξέλιξη των υλικών διότι σταθεροποιούν το πολυμερές, ελαχιστοποιώντας τις αλληλεπιδράσεις με το στοματικό περιβάλλον, μολονότι δε συνεισφέρουν στη μηχανική βελτίωση.
- Η ενσωμάτωση ελαστομερούς είναι μια αποτελεσματική μέθοδος ενίσχυσης του ακρυλικού, η οποία όμως τεκμηριωμένα βελτιώνει μια μόνο κρίσιμη ιδιότητα, την αντοχή στην κρούση.
- Με προσθήκη ενισχυτικών ενθέτων στην ακρυλική βάση μπορούν να βελτιωθούν πολλές σημαντικές μηχανικές ιδιότητες. Τα ενισχυτικά ένθετα έχουν ποικίλη σύνθεση και χρησιμοποιούνται σε διάφορες μορφές. Η αποτελεσματικότητα των ενισχύσεων εξαρτάται από την πρόσφυση με το ακρυλικό, τη διαβροχή τους από το μονομερές, τη συγκέντρωσή τους και τη θέση τους στο εσωτερικό της βάσης.

#### Βιβλιογραφία

1. Craig RG, Powers JM. Restorative dental materials. 11th ed., St Louis: Mosby, 2002; 4-17, 32-3, 635-51.
2. van Noort R. Introduction to dental materials. 2nd ed.,

- Edinburgh: Mosby, 2002; 6-10, 211-7.
3. Rueggeberg FA. From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. *J Prosthet Dent* 2002; 87:364-79.
  4. McCabe JF, Walls AWG. *Applied dental materials*. 8th ed., Oxford: Blackwell, 1998; 87-95, 96-107.
  5. Anusavice KJ. *Phillips' science of dental materials*. 11th ed., Philadelphia: Saunders, 2003; 147-8, 721-4.
  6. Καλογιαννίδης Α.Μ. Οδοντιατρικά υλικά προσθετικής. *Θεσσαλονίκη* 1990, Φωτοτυπωτική, 255, 258-60.
  7. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*. 3rd ed., Chicago: Quintessence, 2002; 8-11, 77-85.
  8. Stafford GD, Griffiths DW. Investigation of the strain produced in maxillary dentures in function. *J Oral Rehabil* 1979; 6:241-56.
  9. Prombonas A, VliSSIDIS D. Effects of the position of artificial teeth and load levels on stress in the complete maxillary denture. *J Prosthet Dent* 2002; 88:415-22.
  10. Prombonas A, VliSSIDIS D. Comparison of the midline stress fields in maxillary and mandibular complete dentures: A pilot study. *J Prosthet Dent* 2006; 95:63-70.
  11. Beyli MS, von Fraunhofer JA. An analysis of causes of fracture of acrylic resin dentures. *J Prosthet Dent* 1981; 46:238-41.
  12. Darbar UR, Huggett R, Harrison A. Denture fracture - a survey. *Br Dent J* 1994; 176:342-5.
  13. Jagger DC, Harrison A, Jandt KD. The reinforcement of dentures. *J Oral Rehabil* 1999; 26:185-94.
  14. Jagger RG, Huggett R. Effect of cross-linking on sorption properties of a denture-base material. *Dent Mater* 1990; 6:276-8.
  15. Arima T, Murata H, Hamada T. Properties of highly cross-linked autopolymerizing reline acrylic resins. *J Prosthet Dent* 1995; 73:55-9.
  16. Arima T, Murata H, Hamada T. The effects of cross-linking agents on the water sorption and solubility characteristics of denture base resin. *J Oral Rehabil* 1996; 23:476-80.
  17. Price CA. The effect of cross-linking agents on the impact resistance of a linear poly(methylmethacrylate) denture-base polymer. *J Dent Res* 1986; 65:987-92.
  18. Oku J. Impact properties of acrylic denture base resin. 3. Impact properties of cross-linked polymers. *Dent Mater J*. 1989; 8:215-22.
  19. Caycik S, Jagger RG. The effect of cross-linking chain length on mechanical properties of a dough-molded poly(methylmethacrylate) resin. *Dent Mater* 1992; 8: 153-7.
  20. Rodford RA, Braden M. Further observations on high impact strength denture-base materials. *Biomaterials* 1992; 13:726-8.
  21. Rodford R. The development of high impact strength denture base materials. *J Dent* 1988; 14:214-7.
  22. Jagger D, Harrison A, Jagger R, Millward P. The effect of the addition of poly(methylmethacrylate) fibres on some properties of high strength heat-cured acrylic resin denture base material. *J Oral Rehabil* 2003; 30:231-5.
  23. Hill RG. The role of microstructure on the toughness and fracture behaviour of rubber-reinforced acrylics. *J Mater Sci* 1994; 29:3062-70.
  24. Murphy WM, Bates JF, Huggett R, Bright R. A comparative study of 3 denture base materials. *Br Dent J* 1982; 152:273-6.
  25. Jagger DC, Jagger RG, Allen SM, Harrison A. An investigation into the transverse and impact strength of 'high strength' denture base acrylic resins. *J Oral Rehabil* 2002; 29:263-7.
  26. Uzun G, Hersek N. Comparison of the fracture resistance of six denture base acrylic resins. *J Biomater Appl* 2002; 17:19-29.
  27. Zappini G, Kammann A, Wach W. Comparison of fracture tests of denture base materials. *J Prosthet Dent* 2003; 90:578-85.
  28. Meng TR, Latta MA. Physical properties of four acrylic denture base resins. *J Contemp Dent Pract* 2005; 6:93-100.
  29. Rodford RA. Further development and evaluation of high impact strength denture base materials. *J Dent* 1990; 18:151-7.
  30. Stafford GD, Bates JF, Huggett R, Handley RW. A review of the properties of some denture base polymers. *J Dent* 1980; 8:292-306.
  31. Phoenix RD, Mansueto MA, Ackerman NA, Jones RE. Evaluation of mechanical and thermal properties of commonly used denture base resins. *J Prosthodont* 2004; 13:17-27.
  32. Kanie T, Fujii K, Arikawa H, Inoue K. Flexural properties and impact strength of denture base polymer reinforced with woven glass fibers. *Dent Mater* 2000; 16:150-8.
  33. Berry HH, Funk OJ. Vitallium strengthener to prevent lower denture breakage. *J Prosthet Dent* 1971; 26:532-6.
  34. Carroll CE, von Fraunhofer JA. Wire reinforcement of acrylic resin prostheses. *J Prosthet Dent* 1984; 52:639-41.
  35. Ruffino AR. Effect of steel strengtheners on fracture resistance of the acrylic resin complete denture base. *J Prosthet Dent* 1985; 54:75-8.
  36. Vallittu PK, Vojtkova H, Lassila VP. Impact strength of denture polymethyl methacrylate reinforced with continuous glass fibers or metal wire. *Acta Odontol Scand* 1995; 53:392-6.
  37. Vallittu PK. Comparison of the in vitro fatigue resistance of an acrylic resin removable partial denture reinforced with continuous glass fibers or metal wires. *J Prosthodont* 1996; 5:115-21.
  38. Vallittu PK. Dimensional accuracy and stability of polymethyl methacrylate reinforced with metal wire or with continuous glass fiber. *J Prosthet Dent* 1996; 75:617-21.
  39. Jacobson TE, Chang JC, Keri PP, Watanabe LG. Bond strength of 4-META acrylic resin denture base to cobalt chromium alloy. *J Prosthet Dent* 1988; 60:570-6.
  40. Sehajpal SB, Sood VK. Effect of metal fillers on some physical properties of acrylic resin. *J Prosthet Dent* 1989; 61:746-51.
  41. Kanie T, Arikawa H, Fujii K, Ban S. Flexural properties of denture base polymers reinforced with a glass cloth - urethane polymer composite. *Dent Mater* 2004; 20:709-16.
  42. Yazdanie N, Mahood M. Carbon fiber acrylic resin composite: an investigation of transverse strength. *J Prosthet Dent* 1985; 54:543-7.



43. DeBoer J, Verilyea SG, Brady RE. The effect of carbon fiber orientation on the fatigue resistance and bending properties of two denture resins. *J Prosthet Dent* 1984; 51:119-21.
44. Miettinen VM, Vallittu PK, Docent DT. Water sorption and solubility of glass fiber-reinforced denture poly-methyl methacrylate resin. *J Prosthet Dent* 1997; 77:531-4.
45. Polat TN, Karacaer O, Tezvergil A, Lassila LV, Vallittu PK. Water sorption, solubility and dimensional changes of denture base polymers reinforced with short glass fibers. *J Biomater Appl* 2003; 17:321-35.
46. Miettinen VM, Vallittu PK. Release of residual methyl methacrylate into water from glass fibre-poly(methyl methacrylate) composite used in dentures. *Biomaterials* 1997; 18:181-5.
47. Ladizesky NH, Chow TW. The effect of interface adhesion, water immersion and anatomical notches on the mechanical properties of denture base resins reinforced with continuous high performance polyethylene fibres. *Aust Dent J* 1992; 37:277-89.
48. Chow TW, Cheng YY, Ladizesky NH. Polyethylene fibre reinforced poly(methylmethacrylate) - water sorption and dimensional changes during immersion. *J Dent* 1993; 21:367-72.
49. Ladizesky NH, Cheng YY, Chow TW, Ward IM. Acrylic resin reinforced with chopped high performance polyethylene fiber – properties and denture construction. *Dent Mater* 1993; 9:128-135.
50. Cheng YY, Hui OL, Ladizesky NH. Processing shrinkage of heat-curing acrylic resin reinforced with high-performance polyethylene fibre. *Biomaterials* 1993; 14:775-80.
51. Gilbert JL, Ney DS, Lautenschlager EP. Self-reinforced composite poly(methyl methacrylate): static and fatigue properties. *Biomaterials* 1995; 16:1043-55.
52. Wright DD, Gilbert JL, Lautenschlager EP. The effect of processing temperature and time on the structure and fracture characteristics of self-reinforced composite poly(methyl methacrylate). *J Mater Sci: Mater in Medicine* 1999; 10:503-12.
53. Polyzois GL. Reinforcement of denture acrylic resin: the effect of metal inserts and denture resin type on fracture resistance. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1995; 3:275-8.
54. Rantala LI, Lastumaki TM, Peltomaki T, Vallittu PK. Fracture resistance of removable orthodontic appliance reinforced with glass fibre weave. *J Oral Rehabil* 2003; 30:501-6.
55. Karacaer O, Polat TN, Tezvergil A, Lassila LVJ, Vallittu PK. The effect of length and concentration of glass fibers on the mechanical properties of an injection- and a compression-molded denture base polymer. *J Prosthet Dent* 2003; 90:385-93.
56. Franklin P, Wood DJ, Bubb NL. Reinforcement of poly(methylmethacrylate) denture base with glass flake. *Dent Mater* 2005; 21:365-70.
57. Carlos NB, Harrison A. The effect of untreated UHMWPE beads on some properties of acrylic resin denture base material. *J Dent* 1997; 25:59-64.
58. Harrison A, Konstantinidis VI, Vowles R. The effect of surface treated UHMWPE beads on some properties of acrylic resin denture base material. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1997; 5:39-42.
59. Yen TW, Collard SM, King GE. The effects of hollow microsphere fillers on density and impact strength of denture base resins. *J Prosthet Dent* 1991; 65:147-52.
60. Braden M, Davy KW, Parker S, Ladizesky NH, Ward IM. Denture base poly(methyl methacrylate) reinforced with ultra-thin modulus polyethylene fibers. *Br Dent J* 1988; 164:109-13.
61. Gutteridge DL. The effect of including ultra-high-modulus polyethylene fibre on the impact strength of acrylic resin. *Br Dent J* 1988; 164:177-80.
62. Rahamneh A, Jagger DC, Harrison A. The effect of the addition of different fibres on the transverse and impact strength of acrylic resin denture base material. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 2003; 11:75-81.
63. Gutteridge DL. The effect of variations in fibre length on the impact strength of poly(methyl methacrylate) resin reinforced with ultra-high-modulus polyethylene fibre. *Clin Mater* 1993; 12:137-40.
64. Ladizesky NH, Pang MK, Chow TW, Ward IM. Acrylic resins reinforced with woven highly drawn linear polyethylene fibres. 3. Mechanical properties and further aspects of denture construction. *Aust Dent J* 1993; 38:28-38.
65. Ladizesky NH, Chow TW, Cheng YY. Denture base reinforcement using woven polyethylene fiber. *Int J Prosthodont* 1994; 7:307-14.
66. Taner B, Dogan A, Tincer T, Akinay AE. A study on impact and tensile strength of acrylic resin filled with short ultra-high molecular weight polyethylene fibers. *J Oral Sci* 1999; 41:15-8.
67. Kim SH, Watts DC. The effect of reinforcement with woven E-glass fibers on the impact strength of complete dentures fabricated with high-impact acrylic resin. *J Prosthet Dent* 2004; 91:274-80.
68. Vallittu PK, Narva K. Impact strength of a modified continuous glass fiber-poly(methyl methacrylate). *Int J Prosthodont* 1997; 10:142-8.
69. Berrong JM, Weed RM, Young JM. Fracture resistance of Kevlar-reinforced poly(methyl methacrylate) resin: a preliminary study. *Int J Prosthodont* 1990; 3:391-5.
70. Jagger DC, Harrison A. The effect of continuous poly(methyl methacrylate) fibres on some properties of acrylic resin denture base material. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2000; 8:135-8.
71. Jagger D, Harrison A, Vowles R, Jagger R. The effect of the addition of surface treated chopped and continuous poly(methyl methacrylate) fibres on some properties of acrylic resin. *J Oral Rehabil* 2001; 28:865-72.
72. Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R. Transverse strength and fatigue of denture acrylic-glass fiber composite. *Dent Mater* 1994; 10:116-21.
73. Narva, KK, Lassila LV, Vallittu PK. The static strength and modulus of fiber reinforced denture base polymer. *Dent Mater* 2005; 21:421-8.
74. Stipho HD. Effect of glass fiber reinforcement on some mechanical properties of autopolymerizing polymethyl methacrylate. *J Prosthet Dent* 1998; 79:580-4.
75. Aydin C, Yilmaz H, Caglar A. Effect of glass fiber reinforcement on the flexural strength of different denture

- base resins. *Quintessence Int* 2002; 33:457-63.
76. Kanie T, Arikawa H, Fujii K, Ban S. Mechanical properties of reinforced denture base resin: the effect of position and the number of woven glass fibers. *Dent Mater J* 2002; 21:261-9.
  77. Kanie T, Arikawa H, Fujii K, Ban S. Light-curing reinforcement for denture base resin using a glass fiber cloth pre-impregnated with various urethane oligomers. *Dent Mater J* 2004; 23:291-6.
  78. Kanie T, Arikawa H, Fujii K, Ban S. Deformation and flexural properties of denture base polymer reinforced with glass fiber sheet. *Dent Mater J* 2005; 24:297-303.
  79. Tacir IH, Kama JD, Zortuk M, Eskimez S. Flexural properties of glass fibre reinforced acrylic resin polymers. *Aust Dent J* 2006; 51:52-6.
  80. Foo SH, Lindquist TJ, Aquilino SA, Schneider RL, Williamson DL, Boyer DB. Effect of polyaramid fiber reinforcement on the strength of 3 denture base polymethyl methacrylate resins. *J Prosthodont* 2001; 10:148-53.
  81. Pourdeyhimi B, Robinson HH 4th, Schwartz P, Wagner HD. Fracture toughness of Kevlar 29/poly(methyl methacrylate) composite materials for surgical implantations. *Ann Biomed Eng* 1986; 14:277-94.
  82. Grave AMH, Chandler HD, Wolfaardt JE. Denture base acrylic reinforced with high modulus fibre. *Dent Mater* 1985; 1: 85-7.
  83. Vallittu PK. Ultra-high-modulus polyethylene ribbon as reinforcement for denture polymethyl methacrylate: a short communication. *Dent Mater* 1997; 13:381-2.
  84. Ladizesky NH, Chow TW, Ward IM. The effect of highly drawn polyethylene fibres on the mechanical properties of denture base resins. *Clin Mater* 1990; 6:209-25.
  85. Gutteridge DL. Reinforcement of poly(methyl methacrylate) with ultra-high-modulus polyethylene fibre. *J Dent* 1992; 20:50-4.
  86. Dixon DL, Breeding LC. The transverse strengths of three denture base resins reinforced with polyethylene fibers. *J Prosthet Dent* 1992; 67:417-9.
  87. Schreiber CK. Polymethylmethacrylate reinforced with carbon fibres. *Br Dent J* 1971; 130:29-30.
  88. Wylegala RT. Reinforcing denture base material with carbon fibres. *Dent Tech* 1973; 26:97-100.
  89. Jagger DC, Harrison A. The effect of chopped poly(methyl methacrylate) fibers on some properties of acrylic resin denture base material. *Int J Prosthodont* 1999; 12:542-6.
  90. McNally L, O'Sullivan DJ, Jagger DC. An in vitro investigation of the effect of the addition of untreated and surface treated silica on the transverse and impact strength of poly(methyl methacrylate) acrylic resin. *Biomed Mater Eng* 2006; 16:93-100.
  91. Jagger DC, Harrison A, al-Marzoug K. Effect of the addition of poly(methyl methacrylate) beads on some properties of acrylic resin. *Int J Prosthodont* 2000; 13:378-82.
  92. Vallittu PK. Some aspects of the tensile strength of unidirectional glass fibre-polymethyl methacrylate composite used in dentures. *J Oral Rehabil* 1998; 25:100-5.
  93. Vallittu PK, Lassila VP. Reinforcement of acrylic resin denture base material with metal or fibre strengtheners. *J Oral Rehabil* 1992; 19:225-30.
  94. Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R. Acrylic resin - fiber composite – part I: The effect of fiber concentration on fracture resistance. *J Prosthet Dent* 1994; 71:607-12.
  95. Hedzelek W, Gajdus P. Mechanical strength of an acrylic resin palatal denture base reinforced with a mesh or bundle of glass fibers. *Int J Prosthodont* 2007; 20:311-2.
  96. Narva KK, Lassila LVJ, Vallittu PK. Flexural fatigue of denture base polymer with fiber-reinforced composite reinforcement. *Composites Part A: Appl Sci Manufact* 2005; 36:1275-81.
  97. Mullarky RH. Aramid fiber reinforcement of acrylic appliances. *J Clin Orthod* 1985; 19:655-8.
  98. Skirvin DR, Vermilyea SG, Brady RE. Polymethylmethacrylate reinforcement: effect on fatigue failure. *Mil Med* 1982; 147:1037-40.
  99. Vallittu PK. A review of fiber-reinforced denture base resins. *J Prosthodont* 1996; 5:270-6.
  100. Vallittu PK, Lassila VP. Effect of metal strengthener's surface roughness on fracture resistance of acrylic denture base material. *J Oral Rehabil* 1992; 19:385-91.
  101. Vallittu PK. Effect of some properties of metal strengtheners on the fracture resistance of acrylic denture base material construction. *J Oral Rehabil* 1993; 20:241-8.
  102. Vallittu PK. A review of methods used to reinforce polymethyl methacrylate resin. *J Prosthodont* 1995; 4:183-7.
  103. Solnit GS. The effect of methyl methacrylate reinforcement with silane-treated and untreated glass fibers. *J Prosthet Dent* 1991 66:310-4.
  104. Vallittu PK. Comparison of two different silane compounds used for improving adhesion between fibres and acrylic denture base material. *J Oral Rehabil* 1993; 20:533-9.
  105. Ladizesky NH. The integration of dental resins with highly drawn polyethylene fibres. *Clin Mater* 1990; 6:181-92.
  106. Clarke DA, Ladizesky NH, Chow TW. Acrylic resins reinforced with highly drawn linear polyethylene woven fibres. 1. Construction of upper denture bases. *Aust Dent J* 1992; 37:394-9.
  107. Ladizesky NH, Ho CF, Chow TW. Reinforcement of complete denture bases with continuous high performance polyethylene fibers. *J Prosthet Dent* 1992; 68:934-9.
  108. Vallittu PK. Flexural properties of acrylic resin polymers reinforced with unidirectional and woven glass fibers. *J Prosthet Dent* 1999; 81:318-26.
  109. Vallittu PK. Acrylic resin - fiber composite - part II: The effect of polymerization shrinkage of polymethyl methacrylate applied to fiber roving on transverse strength. *J Prosthet Dent* 1994; 71:613-7.
  110. Jagger DC, Harrison A, Jandt KD. An investigation of self-reinforced poly(methyl methacrylate) denture base acrylic resin using scanning electron and atomic force microscopy. *Int J Prosthodont* 2000; 13:526-31.