

ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΟ ΕΚΠΑΙΔΕΥΤΙΚΟ ΙΔΡΥΜΑ ΚΡΗΤΗΣ

ΣΧΟΛΗ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΩΝ ΕΦΑΡΜΟΓΩΝ

ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΟΛΟΓΙΑΣ



Πτυχιακή Εργασία

**“Εφαρμογές πολυμερών και κεραμικών υλικών στην
οδοντιατρική**

**Applications of polymeric and ceramic materials in
dentistry”**

ΝΙΚΟΛΑΟΣ ΣΠΙΝΑΚΗΣ

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ:

ΚΩΝΣΤΑΝΤΙΝΟΣ ΣΑΒΒΑΚΗΣ

ΗΡΑΚΛΕΙΟ

2017

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Στο τέλος της πανεπιστημιακής μου σταδιοδρομίας κλήθηκα να ολοκληρώσω και την παρούσα εργασία, που αποτελεί το επισφράγισμα της μετάβασης μου από το κόσμο της εκπαίδευσης και της μάθησης, στον πραγματικό κόσμο.

Θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά τον Καθηγητή μου κ. Κωνσταντίνο Σαββάκη χωρίς την καθοδήγηση και τις συμβουλές του οποίου, η πραγματοποίηση αυτής της εργασίας θα ήταν αδύνατη.

Τέλος, ένα μεγάλο ευχαριστώ οφείλω στην οικογένεια και στους φίλους μου για τη αμέριστη στήριξη και κατανόηση τους.

Νίκος

ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ

ΠΡΟΛΟΓΟΣ	2
Abstract	7
ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ ΣΧΗΜΑΤΩΝ & ΕΙΚΟΝΩΝ	8
ΕΙΣΑΓΩΓΗ	10
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1. ΕΠΙΜΕΡΟΥΣ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ & ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΩΝ ΥΛΙΚΩΝ.....	11
1.1 Προδιαγραφές Οδοντιατρικών Υλικών	11
1.2 Φυσικές Ιδιότητες Οδοντιατρικών Υλικών	14
1.2.1 Αποτριβή/ Φθορά & Αντοχή στην Αποτριβή	14
1.2.2 Ιξώδες.....	14
1.2.3 Χρώμα.....	16
1.2.4 Θερμοφυσικές Ιδιότητες	19
1.3 Μηχανικές Ιδιότητες Οδοντιατρικών Υλικών	21
1.3.1 Τάση (Stress).....	21
1.3.2 Μηχανικές Ιδιότητες Βασισμένες στην Ελαστική Παραμόρφωση.....	23
1.3.3 Ιδιότητες Αντοχής	26
1.3.4. Άλλες Μηχανικές Ιδιότητες	29
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2. ΒΙΟΣΥΜΒΑΤΟΤΗΤΑ ΥΛΙΚΩΝ	31
2.1 Δοκιμασίες για την Αξιολόγηση της Βιοσυμβατότητας	34
ΕΠΙΠΕΔΟ I: Πρωταρχικές Δοκιμές	34
ΕΠΙΠΕΔΟ II: Δευτερεύουσες Δοκιμές.....	35
ΕΠΙΠΕΔΟ III. Δοκιμές Προκλινικής Χρήσης.....	35

2.2	Αλλεργικές Αντιδράσεις σε Οδοντιατρικά Υλικά	37
2.2.1	Αλλεργική δερματίτιδα εξ επαφής	37
2.2.2	Αλλεργία σε προϊόντα λατέξ.....	37
2.2.3	Υδράργυρος.....	38
2.2.3	Αλλεργία στο νικέλιο	39
2.2.4	Τοξικότητα και αλλεργιογένεση του βηρυλλίου	39
2.3	Αποκρίσεις πολφού σε ειδικούς παράγοντες και τεχνικές.....	39
2.3.1	Χημικώς στερεοποιημένα σύνθετα ρητίνης.....	39
2.3.2	Τσιμέντο φωσφορικού ψευδαργύρου	40
2.3.3	Ιονομερές τσιμέντο γυαλιού.....	40
2.3.4	Σύνθετα τσιμέντα με βάση ρητίνη (Διπλή σκλήρυνση).....	40
2.3.5	Παράγοντες Χάραξης.....	41
2.3.6	Συγκολλητικοί παράγοντες	41
2.3.7	Επίδραση ηλικίας ασθενούς στην απόκριση του πολφού	41
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3. Πολυμερή Υλικά.....		43
3. 1	Ρητίνες.....	44
3.1.1	Πολυμερισμός	45
3.1.2	Ακρυλικές Ρητίνες	49
3.1.3	Σύνθετες Αποκαταστατικές Ρητίνες.....	61
3.2	Αποτυπωτικά Υλικά.....	69
3.2.1	Υδροκολλοειδή Αποτυπωτικά Υλικά	70

3.2.2	Ελαστομερή Αποτυπωτικά Υλικά.....	76
3.2.3	Μη ελαστικά αποτυπωτικά υλικά	85
3.3	Κεριά	89
3.3.1	Σύσταση	89
3.3.2	Ιδιότητες.....	90
3.3.3	Ταξινόμηση κεριών.....	92
3.4	Λευκά Σφραγίσματα.....	93
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4. Κεραμικά Υλικά.....		96
4.1	Ιστορική Αναδρομή.....	96
4.2	Ταξινόμηση	97
4.2.1	Μικροδομική Ταξινόμηση	98
4.2.2	Ταξινόμηση με βάση την τεχνική επεξεργασίας.....	100
4.3	Υαλοκέραμοι.....	101
4.4	Κεραμικά που χρησιμοποιούνται στην οδοντιατρική.....	103
4.4.1	Πορσελάνες Άστριου	103
4.4.2	Συστήματα Λευκίτη	103
4.4.3	Ανάπτυξη μεταλλοκεραμικών & ολοκεραμικών κατασκευών	104
4.4.4	Χυτευόμενα υαλοκεραμικά.....	106
4.4.5	Αλουμίνα (Al_2O_3).....	107
4.4.6	Βελτίωση των υαλοκεραμικών	109
4.4.7	Ζιρκονία (ZrO_2).....	110

4.4.8 Κεραμικές νανοσκόνες.....	113
ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	115
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	116

Abstract

The main objective of dental science has always been to preserve and improve - as much as possible - the quality of life of the patient. This goal can be achieved by preventing illness, relieving pain, improving mastication, speech and aesthetics. Since all these parameters require replacement or even modification of the denture structure, the most important challenge over time is the development and selection of suitable biocompatible materials that are able to withstand the adverse conditions in the oral cavity. The present paper focuses on the application of polymers and ceramics, which are two of the main groups of materials that are extensively used in dentistry. In this regard, a combination of dental science and material science is attempted, but with a common direction, providing the patient with a healthy and elegant denture. It is worth mentioning that, despite the recent positive developments with respect to the aforementioned materials, neither are they without disadvantages, nor permanent. Consequently, dentists and material scientists will continue to seek the optimal solution, a rehabilitation material that permanently adapts to all denture structures, aesthetically suited, has properties similar to tooth enamel and dentin, and favors rehabilitation of tissues.

ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ ΣΧΗΜΑΤΩΝ & ΕΙΚΟΝΩΝ

Σχήμα 1. Ιξώδες (Anusavice, 1996).....	15
Σχήμα 2. Φασματική Καμπύλη (Anusavice 1996)	16
Εικόνα 3. Χημικά-κατεργασμένη ακρυλική ρητίνη.....	56
Εικόνα 4. Υλικά και εξοπλισμός για εμφύτευση σε νερό.....	57
Εικόνα 5. Συσκευασία ρητίνης microfill	66
Εικόνα 6. Υβριδικές ρητίνες	67
Εικόνα 7. Μικροβριδικές ρητίνες	68
Εικόνα 8. Νανουβριδικές ρητίνες	68
Εικόνα 9. 2 SEM μικρογραφία της μικροδομής νανόκοκκης ρητίνης.....	69
Εικόνα 10. Ένα υλικό αποτύπωσης αλγινικού άλατος τοποθετημένο σε μεταλλικό δισκάριο και έτοιμο για παρουσίαση στον οδοντίατρο για εισαγωγή στο στόμα	75
Εικόνα 11. Σωληνάρια πάστας βάσης και πάστας καταλύτη.....	77
Εικόνα 12. Πάστα βάσης και καταλύτη σιλικόνης τύπου συμπύκνωσης.....	80
Εικόνα 13. Αποτυπωτικά Υλικά Σιλικόνης Τύπου Προσθήκης και Μίξερ	82
Εικόνα 14. Μονοφασικό αποτυπωτικό υλικό πολυαιθέρα	84
Εικόνα 15. Αποτυπωτικό υλικό σε μορφή κέικ ή ράβδων.....	87
Εικόνα 16. Ταξινόμηση κεραμικών συστημάτων ανάλογα με τη σύστασή τους (Κοντονασάκη και συν., 2013)	99
Εικόνα 17. Αριστερά μεταλλοκεραμική στεφάνη, δεξιά μεταλλοκεραμική γέφυρα.....	104
Εικόνα 18. Ολοκεραμική γέφυρα τριών τεμαχίων	105

Εικόνα 19. Κρυσταλλική δομία ζιρκονίας (Anusavice, 1996)	111
Εικόνα 20. Σχηματική απεικόνιση σκλήρυνσης ζιρκονίας	112
Εικόνα 21. Γέφυρα ζιρκονίας και οδοντικό εμφύτευμα ζιρκονίας	113

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Ανέκαθεν, ο κύριος στόχος της οδοντιατρικής επιστήμης ήταν η διατήρηση ή και η βελτίωση –ει δυνατόν- της ποιότητας ζωής του ασθενούς. Αυτός ο στόχος μπορεί να επιτευχθεί με την πρόληψη της ασθένειας, την ανακούφιση του πόνου, τη βελτίωση της δυνατότητας μάσησης, τη βελτίωση της ομιλίας καθώς και της αισθητικής. Δεδομένου ότι όλες αυτές οι παράμετροι απαιτούν την αντικατάσταση ή και την τροποποίηση της δομής της οδοντοστοιχίας, η σημαντικότερη πρόκληση σε βάθος χρόνου είναι η ανάπτυξη και επιλογή των κατάλληλων εκείνων, βιοσυμβατών υλικών, τα οποία είναι σε θέση ανθίστανται τις αντίξοες συνθήκες της στοματικής κοιλότητας. Ιστορικά, έχει χρησιμοποιηθεί μια ευρεία γκάμα υλικών για την αντικατάσταση των δοντιών, συμπεριλαμβανομένων δοντιών από ζώα, ανθρώπινων δοντιών, όστρακα, φιλντισι, υδροξυαπατίτη, κράματος κοβαλτίου-χρωμίου και τιτανίου, ενώ η εξέλιξη των οδοντιατρικών υλικών έχει υπάρξει μάλλον βραδύτερη του τελευταίους αιώνες.

Η παρούσα εργασία επικεντρώνεται στην εφαρμογή των πολυμερών και των κεραμικών υλικών, που αποτελούν δύο από τις κύριες ομάδες υλικών που τυγχάνουν εκτεταμένης χρήσης στην οδοντιατρική. Εν προκειμένω, επιχειρείται μια σύζευξη της οδοντιατρικής επιστήμης με την επιστήμη των υλικών, που όμως έχουν μια κοινή συνιστώσα, την εξασφάλιση μιας υγιούς και καλαίσθητης οδοντοστοιχίας στον ασθενή. Αξίζει να αναφερθεί, ότι παρά τις πρόσφατες, θετικές εξελίξεις αναφορικά με τα προαναφερθέντα υλικά, αυτά αφενός στερούνται μειονεκτημάτων, και αφετέρου δεν είναι μόνιμα. Συνεπώς, οι οδοντίατροι και οι επιστήμονες των υλικών θα εξακολουθούν να αναζητούν τη βέλτιστη λύση, ήτοι ένα υλικό αποκατάστασης, που προσαρμόζεται μόνιμα σε όλες τις δομές της οδοντοστοιχίας, ταιριάζει αισθητικά, παρουσιάζει ιδιότητες αντίστοιχες με το σμάλτο των δοντιών και την οδοντίνη και ευνοεί την αποκατάσταση των ιστών.

Στο παρόν πόνημα λοιπόν, επιχειρείται μια βιβλιογραφική ανασκόπηση των πολυμερών και κεραμικών υλικών με την καταγραφή των μειονεκτημάτων, που αυτά παρουσιάζουν και συνεπώς χρήζουν περαιτέρω έρευνας. Αναφορικά με τη δομή, στο πρώτο κεφάλαιο εξετάζονται τα επιμέρους χαρακτηριστικά και ιδιότητες των οδοντιατρικών υλικών και ειδικότερα των προδιαγραφών τους, των φυσικών και μηχανικών τους ιδιοτήτων. Στο δεύτερο κεφάλαιο εξετάζεται το φαινόμενο της βιοσυμβατότητας, ενώ στο τρίτο αναλύονται τα πολυμερικά υλικά και ιδιαίτερα τα αποτυπωτικά υλικά, οι ρητίνες, και τα κεριά, ενώ στο κεφάλαιο 4 γίνεται η διεξοδική ανάλυση των κεραμικών υλικών.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1.

ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΚΑΙ ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΩΝ ΥΛΙΚΩΝ

1.1 Προδιαγραφές Οδοντιατρικών Υλικών

Η ύπαρξη προτύπων αξιολόγησης υλικών δεν αποκλείει την κατασκευή, εμπορία, αγορά ή χρήση οδοντικών ή ιατρικών συσκευών, που δεν πληρούν αυτά τα πρότυπα. Έχουν αναπτυχθεί προδιαγραφές και πρότυπα για την υποστήριξη των παραγωγών, των χρηστών και των καταναλωτών στην αξιολόγηση της ασφάλειας και της αποτελεσματικότητας των οδοντιατρικών προϊόντων. Η απόφαση των παραγωγών να διαθέτουν τα προϊόντα τους σύμφωνα με τα εθνικά και διεθνή πρότυπα είναι καθαρά εθελοντική. Οι παραγωγοί / έμποροι προϊόντων και συσκευών αναμένεται να πληρούν τα πρότυπα ασφαλείας, που έχουν θεσπιστεί για τα προϊόντα αυτά στις χώρες όπου πωλούνται, προκειμένου να δοθεί η δυνατότητα στον παραγωγό να λάβει έγκριση πριν από τη διάθεση τους στην αγορά. Παρόλα αυτά, οι εγχώριοι και διεθνείς οργανισμοί γίνονται όλο και περισσότερο εξαρτημένοι, προκειμένου να εξασφαλίσουν, ότι όλα τα προϊόντα που διατίθενται στο εμπόριο παγκοσμίως είναι ασφαλή και αποτελεσματικά (Anusavice, 1996).

Καμία οδοντιατρική συσκευή (συμπεριλαμβανομένων των υλικών αποκατάστασης) είναι απολύτως ασφαλής. Η ασφάλεια είναι σχετική και η επιλογή και χρήση οδοντιατρικών συσκευών ή υλικών βασίζεται στην υπόθεση ότι τα οφέλη μιας τέτοιας χρήσης υπερβαίνουν κατά πολύ, τους γνωστούς βιολογικούς κινδύνους (Anusavice, 1996; Mumtaz ul Islam, 2013). Ωστόσο, υπάρχει πάντα αβεβαιότητα σχετικά με την πιθανότητα ένας ασθενής να αντιμετωπίσει ανεπιθύμητες ενέργειες από την οδοντιατρική θεραπεία. Οι δύο κύριες βιολογικές επιδράσεις είναι αλλεργικές και τοξικές αντιδράσεις (Anusavice, 1996). Ο Παράκελσος, ένας Ελβετός γιατρός και αλχημιστής, διατύπωσε μια επαναστατική αρχή που παρέμεινε αναπόσπαστο κομμάτι του σημερινού τομέα της τοξικολογίας. Δηλώνει ότι «όλες οι ουσίες είναι δηλητήρια, δεν υπάρχει καμία που δεν είναι δηλητήριο, η σωστή δόση διαφοροποιεί ένα δηλητήριο από ένα φάρμακο» (Gallo and Doull, 1991; Anusavice, 1996).

Η πρόοδος στη γνώση των οδοντιατρικών υλικών και οι απόπειρες για τον έλεγχο τους ξεκίνησαν το 1919 στις ΗΠΑ¹. Αξιοσημείωτο υπήρξε και το έργο του Αμερικανικού Οδοντιατρικού Συλλόγου (ADA), το οποίο χωρίζεται σε διάφορες κατηγορίες, όπως η μέτρηση των κλινικά σημαντικών φυσικών και χημικών ιδιοτήτων των οδοντικών υλικών και η ανάπτυξη νέων υλικών, οργάνων και μεθόδων δοκιμών. Μέχρι το 1965, ένας από τους πρωταρχικούς στόχους της ήταν να διαμορφώσει πρότυπα ή προδιαγραφές για οδοντιατρικά υλικά. Ωστόσο, όταν ιδρύθηκε το 1966 το Συμβούλιο Οδοντιατρικών Υλικών και Συσκευών (γνωστό σήμερα ως Συμβούλιο Επιστημονικών Υποθέσεων), ανέλαβε την ευθύνη για την ανάπτυξη προτύπων και ξεκίνησε την πιστοποίηση προϊόντων που πληρούν τις απαιτήσεις αυτών των προδιαγραφών. Τέτοιες προδιαγραφές είναι πρότυπα με τα οποία μπορεί να μετρηθεί η ποιότητα και οι ιδιότητες συγκεκριμένων οδοντικών υλικών. Αυτά τα πρότυπα προσδιορίζουν τις απαιτήσεις για τις φυσικές και χημικές ιδιότητες ενός υλικού, που εξασφαλίζουν ικανοποιητικές επιδόσεις, αν το υλικό χειρίζεται σωστά και χρησιμοποιείται από τον τεχνικό οδοντοτεχνίτη και τον οδοντίατρο. Το πρόγραμμα αποδοχής του Συμβουλίου Επιστημονικών Υποθέσεων ενσωματώνει αυτές τις προδιαγραφές στην αξιολόγηση των οδοντιατρικών προϊόντων και τα προϊόντα δοκιμάζονται για συμμόρφωση με τις απαιτήσεις των προδιαγραφών. Όταν ένα προϊόν ταξινομείται ως αποδεκτό, ο κατασκευαστής επιτρέπεται να αναγράφει στην ετικέτα του προϊόντος τη φράση "ADA Accepted" (Anusavice, 1996; Mumtaz ul Islam, 2013).

Δύο οργανισμοί, η Διεθνής Οδοντιατρική Ομοσπονδία (FDI) και ο Διεθνής Οργανισμός Τυποποίησης (ISO), εργάζονται για την καθιέρωση προδιαγραφών για οδοντιατρικά υλικά σε διεθνές επίπεδο. Η FDI ξεκίνησε και υποστήριξε ενεργά ένα πρόγραμμα για τη διαμόρφωση διεθνών προδιαγραφών για τα οδοντιατρικά υλικά. Ως αποτέλεσμα αυτής της δραστηριότητας, έχουν υιοθετηθεί διάφορες προδιαγραφές για οδοντιατρικά υλικά και συσκευές (Anusavice, 1996).

Το ISO είναι μια διεθνής, μη κυβερνητική οργάνωση που έχει ως στόχο την ανάπτυξη διεθνών προτύπων. Αυτός ο φορέας αποτελείται από εθνικούς αντιπροσώπους από περισσότερες από 80 χώρες. Ένα αίτημα από την FDI προς τον οργανισμό ISO, προκειμένου να θεωρηθούν οι προδιαγραφές, που είχε καταρτίσει για τα οδοντιατρικά υλικά, ως πρότυπα ISO, οδήγησε στο σχηματισμό μιας τεχνικής επιτροπής, της ISO/TC106-Οδοντιατρικής. Η ευθύνη της επιτροπής αυτής είναι να τυποποιήσει και να δοκιμάσει μεθόδους και να

¹ Κατά τη διάρκεια αυτού του έτους ο αμερικανικός στρατός ζήτησε από το Εθνικό Γραφείο Προτύπων (γνωστό σήμερα ως Εθνικό Ινστιτούτο Προτύπων και Τεχνολογίας [NIST]) να καθορίσει προδιαγραφές για την αξιολόγηση και επιλογή οδοντικών αμαλγαμάτων για χρήση σε ομοσπονδιακές υπηρεσίες.

αναπτύξει πρότυπα για οδοντιατρικά υλικά, όργανα, συσκευές και εξοπλισμό. Η οδοντιατρική επιτροπή του Διεθνούς Οργανισμού Τυποποίησης έχει ήδη αναπτύξει περίπου 156 οδοντιατρικά πρότυπα (Jones, 2007). Τα διεθνή πρότυπα διευκολύνουν το διεθνές εμπόριο οδοντιατρικών προϊόντων και μεταποίησης, το οποίο ανέρχεται σε 10 δισ. ευρώ ετησίως, με τα πρότυπα αυτά να συμβάλλουν στη δημιουργία ενός ευρύτερου φάσματος οδοντιατρικών προϊόντων σε όλο τον κόσμο. Τα οδοντιατρικά πρότυπα ISO διαδραματίζουν ζωτικό ρόλο στην ποιότητα και την ασφάλεια των προϊόντων, που χρησιμοποιούνται από τους οδοντιατρικούς επαγγελματίες υγείας σε οδοντιατρικές θεραπείες, καθώς και τα προϊόντα στοματικής υγιεινής που χρησιμοποιούνται σε καθημερινή βάση από το κοινό. Η επιτροπή ISO/TC106 έχει 46 χώρες μέλη (25 συμμετέχουν ενεργά και 21 διαθέτουν παρατηρητές). Εκτός από την πλήρη τεχνική επιτροπή, υπάρχουν επτά υποεπιτροπές και περίπου 44 ομάδες εργασίας, στις οποίες συμμετέχουν περίπου 300 οδοντίατροι από τα κράτη μέλη. Η οδοντιατρική επιτροπή του ISO συνεργάζεται στενά με την ΕΕ, πράγμα που αποτυπώνεται και στο γεγονός ότι ένα σύνολο 123 προτύπων ISO έγιναν δεκτά από την Ευρωπαϊκή Επιτροπή Προτύπων CEN/TC55 από τον Αύγουστο του 2006. Επιπρόσθετα, η επιτροπή ISO συνεργάζεται επίσης με την Παγκόσμια Οδοντιατρική Ομοσπονδία (FDI) και τον Παγκόσμιο Οργανισμό Υγείας (WHO) (Jones, 2007).

Στην Ευρώπη, η Ευρωπαϊκή Επιτροπή Προτύπων (CEN) συγκρότησε το Task Group 55 για την ανάπτυξη ευρωπαϊκών προτύπων. Μετά την ίδρυση της Ευρωπαϊκής Οικονομικής Κοινότητας, ανατέθηκε στην CEN η ευθύνη για τη διατύπωση των συστάσεων για τα ιατροτεχνολογικά προϊόντα, συμπεριλαμβανομένων των οδοντιατρικών υλικών. Η σήμανση CE στις ετικέτες υποδηλώνει το ευρωπαϊκό σήμα συμμόρφωσης με τις βασικές απαιτήσεις της Οδηγίας για τα ιατροτεχνολογικά προϊόντα που τέθηκε σε ισχύ την 1η Ιανουαρίου 1995. Όλα τα ιατροτεχνολογικά προϊόντα που διατίθενται στην αγορά των χωρών της Ευρωπαϊκής Ένωσης πρέπει να φέρουν το σήμα συμμόρφωσης. Άλλες χώρες που διαθέτουν συγκρίσιμους οργανισμούς για την ανάπτυξη προτύπων και πιστοποίησης των προϊόντων είναι ο Καναδάς, η Ιαπωνία, η Γαλλία, η Τσεχική Δημοκρατία, η Γερμανία, η Ουγγαρία, το Ισραήλ, η Ινδία, η Πολωνία και η Νότια Αφρική (Mumtaz ul Islam, 2013).

Το όφελος αυτών των προδιαγραφών στο επάγγελμα του οδοντίατρου υπήρξε ανεκτίμητο λαμβάνοντας υπόψη την παγκόσμια προσφορά και τη ζήτηση για οδοντιατρικά υλικά, όργανα και συσκευές. Οι οδοντίατροι διαθέτουν κριτήρια επιλογής που είναι αμερόληπτα και αξιόπιστα (Asunavice, 1996). Οι κατασκευαστές, οι προμηθευτές οδοντιατρικών προϊόντων, οι χρήστες, οι ομάδες καταναλωτών, τα εργαστήρια δοκιμών, οι κυβερνήσεις, το

οδοντιατρικό επάγγελμα και οι ερευνητικοί οργανισμοί παρέχουν πληροφορίες εισόδου και απαιτήσεις για την ανάπτυξη προτύπων, ενώ η διεθνής τυποποίηση είναι καθοδηγούμενη από την αγορά και βασίζεται στην εθελοντική συμμετοχή όλων των συμφερόντων σε αυτήν.

1.2 Φυσικές Ιδιότητες Οδοντιατρικών Υλικών

Οι φυσικές ιδιότητες βασίζονται στους νόμους της μηχανικής, της ακουστικής, της οπτικής, της θερμοδυναμικής, του ηλεκτρισμού, του μαγνητισμού, της ακτινοβολίας, της δομής του ατόμου και των πυρηνικών φαινομένων. Η απόχρωση, το χρώμα και η διαύγεια είναι φυσικές ιδιότητες που βασίζονται στους νόμους της οπτικής, δηλαδή της επιστήμης που ασχολείται με τα φαινόμενα του φωτός και της όρασης. Η θερμική αγωγιμότητα και ο συντελεστής θερμικής διαστολής είναι φυσικές ιδιότητες που βασίζονται στους νόμους της θερμοδυναμικής (Anusavice, 1996).

1.2.1 Αποτριβή/ Φθορά & Αντοχή στην Αποτριβή

Η αποτριβή/φθορά αφορά την απώλεια μέρους της επιφάνειας του υλικού, ως αποτέλεσμα διάφορων παραγόντων. Η σκληρότητα έχει πολλές φορές χρησιμοποιηθεί σαν δείκτης της ικανότητας ενός υλικού να ανθίσταται στην αποτριβή ή τη φθορά. Ωστόσο, η αποτριβή αποτελεί πολύπλοκο μηχανισμό στο στοματικό περιβάλλον, που περιλαμβάνει μια σειρά παραγόντων. Για το λόγο αυτό η αξιοπιστία της σκληρότητας, ως δείκτη πρόβλεψης της αντοχής στη φθορά, είναι περιορισμένη. Συχνά η χρήση της για τη σύγκριση μεταξύ υλικών εντός μιας δεδομένης κατηγορίας, όπως το μέταλλο που χρησιμοποιείται από δύο διαφορετικές εταιρείες, είναι ενδεδειγμένη. Αντίθετα, σε περίπτωση σύγκρισης μεταξύ ενός μεταλλικού υλικού και μιας συνθετικής ρητίνης, μπορεί να μην ενδείκνυται (Anusavice, 1996).

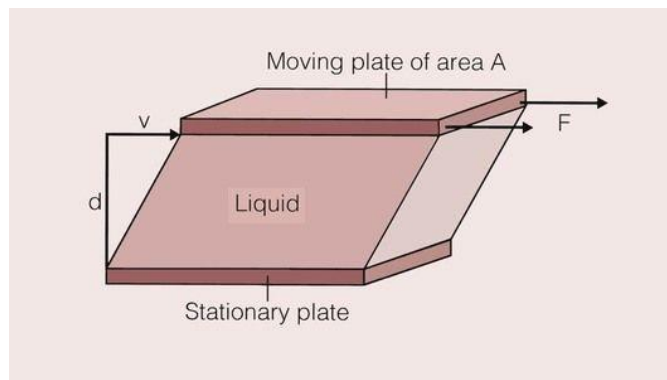
1.2.2 Ιξώδες

Μέχρι τώρα ασχοληθήκαμε με τις φυσικές ιδιότητες των υλικών αναφορικά με τη συμπεριφορά στέρεων υλικών, που υπέστησαν κάποιο είδος πίεσης. Ωστόσο, πολλά, αν όχι όλα από αυτά τα υλικά έχουν υπάρξει υγρά σε κάποιο στάδιο της εφαρμογής τους. Επιπλέον, η επιτυχία ή αποτυχία ενός δεδομένου υλικού εξαρτάται, τόσο από τις ιδιότητες του στην υγρή, όσο στη στέρεα μορφή. Οι τρόποι με τους οποίους τα υλικά αυτά παραμορφώνονται ή

ρέουν όταν υποβάλλονται σε στρες είναι σημαντικά για τη χρήση τους στην οδοντιατρική. Η μελέτη των χαρακτηριστικών ρευστότητας των υλικών αποτελεί τη βάση της επιστήμης της ρεολογίας (Anusavice, 1996; Murata, 2012).

Παρά το γεγονός ότι ένα υγρό σε ακινησία δεν μπορεί να υποστηρίξει μια διατμητική πίεση (δύναμη διάτμησης ανά μονάδα της περιοχής διάτμησης), τα περισσότερα υγρά όταν τεθούν σε κίνηση θα αντισταθούν στις δυνάμεις που προκαλούν την κίνηση τους. Αυτή η αντίσταση στην κίνηση ονομάζεται ιξώδες και ελέγχεται από εσωτερικές δυνάμεις τριβής εντός της μάζας του υγρού. Το ιξώδες είναι ένα μέτρο της πυκνότητας/ σταθερότητας ενός υγρού και της ανικανότητας του να ρέει. Επί παραδείγματι, ένα πολύ ιξώδες ρευστό ρέει αργά λόγω του υψηλού ιξώδους του. Τα οδοντικά υλικά έχουν διαφορετικά ιξώδη όταν προετοιμάζονται για την επιδιωκόμενη εφαρμογή τους.

Προκειμένου να θέσουμε αυτή τη σύλληψη σε ποσοτική βάση, παρατηρούμε στο Σχήμα 1., ότι ένα υγρό καταλαμβάνει το χώρο μεταξύ δύο μεταλλικών πλακών, με την κάτω πλάκα να παραμένει σταθερή και την κάτω πλάκα να κινείται προς τα δεξιά με συγκεκριμένη ταχύτητα (V). Απαιτείται μια δύναμη (F) για να ξεπεραστεί η έλξη που παράγεται από την τριβή (ιξώδες) του υγρού. Η δύναμη αυτή, που ονομάζεται και τάση, οδηγεί στην επιμήκυνση ή την παραμόρφωση του υγρού (Anusavice, 1996).



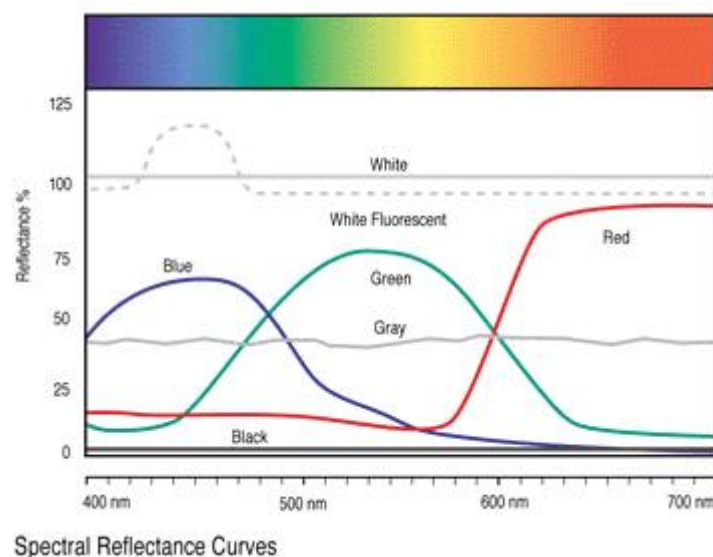
Σχήμα 1. Ιξώδες (Anusavice 1996)

Το ιξώδες των περισσότερων υγρών μειώνεται γρήγορα με την αύξηση της θερμοκρασίας. Παράλληλα το ιξώδες ενδέχεται να εξαρτάται από μια προηγούμενη παραμόρφωση του υγρού. Ένα υγρό τέτοιου τύπου, που γίνεται λιγότερο ιξώδες και περισσότερο ρευστό υπό πίεση, ονομάζεται θιξοτροπικό. Οι πάστες οδοντικής προφύλαξης, τα τσιμέντα ρητίνης και ορισμένα αποτυπωτικά υλικά είναι θιξοτροπικά. Η θιξοτροπική φύση αυτών των υλικών είναι επωφελής, εφόσον το αποτυπωτικό υλικό δεν ρέει από το σκεύος του, μέχρι να απλωθεί σε οδοντικούς ιστούς, και η πάστα προφύλαξης δεν χύνεται έξω από το κύπελλο καουτσούκ

που έχει τοποθετηθεί, μέχρι να κατευθυνθεί προς το δόντι που πρόκειται να καθαριστεί. Συνεπώς, το ιξώδες ενός υλικού μπορεί να παίζει καθοριστικό ρόλο για τον προσδιορισμό της καταλληλότητας του για μια συγκεκριμένη εφαρμογή. Επιπρόσθετα, το ιξώδες σε συνάρτηση του χρόνου μπορεί επίσης να χρησιμοποιηθεί για τη μέτρηση του χρόνου εργασίας ενός υλικού, που υφίσταται τη μετάβαση από υγρή σε στερεή μορφή (Anusavice, 1996).

1.2.3 Χρώμα

Το χρώμα είναι ένα σύνθετο ψυχοφυσιολογικό φαινόμενο, που προκύπτει από τη συμπεριφορά του φωτός μέσω των μηκών κύματος του στο ανθρώπινο μάτι. Το χρώμα δεν είναι ιδιότητα του αντικειμένου, αλλά του φωτός που εισέρχεται στα μάτια μας από αυτό. Επομένως, ο πραγματικός παράγοντας που είναι υπεύθυνος για την οπτική αντίληψη του χρώματος είναι το φως. Χωρίς αυτό, μπορούμε να δούμε μόνο σκοτεινό ή μαύρο. Το φως είναι ένα ηλεκτρομαγνητικό κύμα. Τα ηλεκτρομαγνητικά κύματα μπορούν να αποσυντεθούν σε πολλαπλά μήκη κύματος, δημιουργώντας ένα ευρύ φάσμα από ραδιοκύματα (με μήκος κύματος σε χιλιόμετρα) στα κύματα κοσμικών ακτινών (μήκη κύματος κάτω των 10^{-13} m). Η περιοχή του φωτός που φτάνει στα μάτια μας ονομάζεται ορατό φως. Περιλαμβάνει το φάσμα των 400 (ιώδες) έως 700nm (σκούρο κόκκινο), και όλα τα χρώματα που γνωρίζουμε είναι μέσα σε αυτό το εύρος. Το χρώμα που αντιλαμβανόμαστε είναι ένα μείγμα διαφόρων μηκών κύματος και συνεπώς το φάσμα χρώματος μπορεί να απεικονιστεί με ένα γράφημα, γνωστό ως φασματική καμπύλη ή φάσμα χρώματος (Anusavice, 1996; Volpato et al., 2010)



Σχήμα 2. Φασματική Καμπύλη (Anusavice 1996)

Τα μάτια μας έχουν δύο είδη κυττάρων, ευαίσθητων στο φως: τις ράβδους, οι οποίες είναι υπεύθυνες για τον ορισμό του αντικειμένου και της νυχτερινής όρασης και τους κώνους που βρίσκονται στην κεντρική περιοχή και είναι υπεύθυνοι για την όραση, τον εντοπισμό και τη διαφοροποίηση των χρωμάτων κατά τη διάρκεια της ημέρας. Όταν το φως πλήττει τα μάτια, αμέσως εξομοιώνεται με τα κύτταρα που υπάρχουν στον αμφιβληστροειδή χιτώνα. Αυτά τα κύτταρα χωρίζονται βασικά σε τρεις κατηγορίες: αυτά με μεγαλύτερη ευαισθησία σε κόκκινο, πράσινο ή μπλε. Όταν το φως ενεργοποιεί αυτούς τους κώνους, συντίθενται οι χρωστικές ουσίες *critolase*, *clorolase* και *cyanolase*, αντίστοιχα. Η ποσότητα των παραγόμενων χρωστικών οδηγεί σε X (κόκκινους κώνους), Y (πράσινους κώνους) και Z (μπλε κώνους), με κάθε προκύπτουσα χρωστική ουσία να είναι υπεύθυνη για ένα χρωματομετρικό ερέθισμα. Οι τρεις χρωστικές δημιουργούν μηνύματα τα οποία αποστέλλονται ταυτόχρονα στον εγκέφαλο με τη μορφή τριστίμου (X, Y, Z) και, ανάλογα με τη συγκέντρωση κάθε χρωστικής, εμφανίζονται διαφορετικά χρώματα του αντικειμένου (πρωτεύον και δευτερεύον) (Joiner, 2004; Volpato et al., 2010)

Το χρώμα ενός δοντιού καθορίζεται από ένα συνδυασμό εσωτερικών και εξωτερικών χρωματομετρικών επιδράσεων. Το χρώμα εγγενών ιδιοτήτων συνδέεται με την αντανάκλαση και την απορρόφηση του φωτός, ενώ οι εξωγενείς ιδιότητες σχετίζονται με τα υλικά χρωματισμού που αλληλεπιδρούν με το σμάλτο, όπως ο καφές, το τσάι, ο καπνός. Όταν πέφτει το φως σε ένα φυσικό δόντι, μπορούν να περιγραφούν τέσσερα συναφή φαινόμενα: η μετάδοση του φωτός μέσω του δοντιού, η κατοπτρική ανάκλαση από την εξωτερική επιφάνεια ενός δοντιού, η διάχυτη ανάκλαση του φωτός από την στοματική επιφάνεια, η απορρόφηση και η διασπορά του φωτός στους οδοντικούς ιστούς (Volpato et al., 2010). Παράγοντες όπως το πάχος του σμάλτου, το σχήμα, η υφή της επιφάνειας, το κυρίαρχο χρώμα της οδοντίνης, το φαινόμενο διπλής επίστρωσης και η πηγή φωτός μπορεί να περιπλέξουν περαιτέρω την οπτική αντίληψη των διαφόρων αποχρώσεων ολόκληρου του δοντιού (Joiner, 2004).

Παραδοσιακά, η οπτική αντίληψη του χρώματος είναι η πιο συχνά χρησιμοποιούμενη μέθοδος επιλογής στην οδοντιατρική. Αυτή η υποκειμενική μέθοδος βασίζεται σε τυποποιημένες κλίμακες που αποτελούνται από αντιπροσωπευτικά δείγματα του μέσου όρου των χρωμάτων που υπάρχουν στην ανθρώπινη οδοντοφυΐα. Μέσω αυτού του οδηγού σκίασης, μπορείτε να γίνει μια οπτική σύγκριση με φυσικά δόντια (Volpato et al., 2010).



Εικόνα 1. Οδοντιατρικό Χρωματολόγιο τύπου Vita Lumin με τις αποχρώσεις παρατεταγμένες σε φθίνουσα σειρά

Η επιλογή χρωμάτων με κλίμακες είναι εξαιρετικά περίπλοκη επειδή η διαδικασία επιλογής μπορεί να επηρεαστεί από μεταβλητές που κυμαίνονται από την ερμηνεία της τρισδιάστατης φύσης του χρώματος έως τις περιβαλλοντικές επιρροές. Οι επιλογές μπορεί να είναι ανεπαρκείς εξαιτίας παραγόντων όπως η κόπωση, η ηλικία, το στρες, η εκ των προτέρων έκθεση των ματιών στο φως, η οπτική ατομικότητα του παρατηρητή, η ακατάλληλη τοποθέτηση του αντικειμένου και η φωτεινή επιρροή από το περιβάλλον και ο μεταμερισμός. Επιπλέον, το ανθρώπινο μάτι μπορεί να ανιχνεύσει μικρές διαφορές στο χρώμα, αλλά η ικανότητα επικοινωνίας αυτών των διαφορών όσον αφορά το μέγεθος και τη φύση της διαφοράς είναι πολύ περιορισμένη. Παρά την ευρεία δημοσιότητα, οι προκατασκευασμένες κλίμακες δεν είναι αντιπροσωπευτικές της ευρείας γκάμας χρωμάτων, που υπάρχουν στα φυσικά δόντια. Το διαθέσιμο υλικό για χρήση στην οδοντιατρική κλινική και στο εργαστήριο δεν είναι το ίδιο με το υλικό που χρησιμοποιείται στις κλίμακα, ενώ το πάχος των δοντιών στην κλίμακα δεν προσομοιώνει την κλινική κατάσταση. Οι περισσότερες κλίμακες δεν έχουν μεταλλική ή κεραμική υποδομή. Ο βαθμός διαφάνειας του τμήματος εγκοπής, οι χαρακτηρισμοί και η χρώση στο τραχηλικό τρίτο των κλιμάκων κάνουν τη σύγκριση με τα φυσικά δόντια πολύ δύσκολη. Αυτοί οι παράγοντες μπορεί να απαιτήσουν από τον παρατηρητή να συνηθίσει σε μία μόνο κλίμακα προκειμένου να αποφευχθούν σφάλματα κατά την οπτική επιλογή του χρώματος (Anusavice, 1996; Volpato et al., 2010).

1.2.4 Θερμοφυσικές Ιδιότητες

1.2.4.1 Θερμική Αγωγιμότητα

Η θερμική αγωγιμότητα (κ) είναι ένα θερμοφυσικό μέτρο που μετράει πόσο καλά μεταφέρεται η θερμότητα δια μέσου ενός υλικού από την αγωγή ροή. Ο ρυθμός ροής θερμότητας διαμέσου μιας δομής, είναι ανάλογος τόσο προς την περιοχή (κάθετη προς την κατεύθυνση ροής θερμότητας) μέσω της οποίας άγεται η θερμότητα όσο και προς την κλίση της θερμοκρασίας κατά μήκος της δομής. Έτσι, εάν υπάρχει σημαντική αραιότητα της ύλης στη δομή, η περιοχή που είναι διαθέσιμη για αγωγιμότητα μειώνεται και μειώνεται ο ρυθμός ροής θερμότητας. Η θερμική αγωγιμότητα ή ο συντελεστής θερμικής αγωγιμότητας είναι η ποσότητα θερμότητας σε θερμίδες ανά δευτερόλεπτο που διέρχεται από ένα δείγμα πάχους 1 cm με επιφάνεια εγκάρσιας διατομής 1 cm², όταν η διαφορά θερμοκρασίας μεταξύ των κάθετων επιφανειών προς τη θερμική ροή του δείγματος είναι 1°C. Σύμφωνα με το δεύτερο νόμο της θερμοδυναμικής, η θερμότητα ρέει από σημεία υψηλής θερμοκρασίας σε σημεία χαμηλής θερμοκρασίας (Anusavice, 1996).

Τα υλικά που έχουν υψηλή θερμική αγωγιμότητα ονομάζονται αγωγοί, ενώ τα υλικά χαμηλής αγωγιμότητας ονομάζονται μονωτές. Όσο μεγαλύτερη είναι η τιμή της αγωγιμότητας, τόσο μεγαλύτερη είναι η ικανότητα του υλικού να μεταδίδει θερμική ενέργεια και το αντίστροφο. Σε σύγκριση με ένα σύνθετο προϊόν με βάση τη ρητίνη, που έχει χαμηλή θερμική αγωγιμότητα, η θερμότητα μεταφέρεται ταχύτερα μακριά από το δόντι, όταν κρύο νερό έρχεται σε επαφή με μια μεταλλική αποκατάσταση, λόγω της υψηλότερης θερμικής αγωγιμότητάς της. Αυτή η αυξημένη αγωγιμότητα του μετάλλου, σε σύγκριση με εκείνη της ρητίνης, προκαλεί μεγαλύτερη πολφική ευαισθησία, που παρατηρείται ως ασήμαντη, ήπια, μέτρια, ή και ακραία δυσφορία, ανάλογα με το προηγούμενο τραύμα των δοντιών και την απόκριση του ασθενούς στον πόνο. Επειδή αυτή η ευαισθησία ενδέχεται έως και να τραυματίσει τον πολφό, καταδεικνύεται η μεγάλη σημασία της επιλογής των υλικών εκείνων, των οποίων η θερμική αγωγιμότητα προσιδιάζει σε εκείνη της αδαμαντίνης και της οδοντίνης, των φυσικών συστατικών των δοντιών (Anusavice, 1996).

1.2.4.2 Θερμική Διάχυση

Η τιμή της θερμικής διάχυσης ενός υλικού ελέγχει το χρονικό ρυθμό της αλλαγής θερμοκρασίας καθώς η θερμότητα περνά μέσα από ένα υλικό. Είναι ένα μέτρο του ρυθμού

με τον οποίο ένα σώμα με μη ομοιόμορφη θερμοκρασία φτάνει σε μια κατάσταση θερμικής ισορροπίας. Για ένα δεδομένο όγκο υλικού, η απαιτούμενη θερμότητα προκειμένου να αυξηθεί η θερμοκρασία σε ένα δεδομένο ποσό εξαρτάται από τη θερμοχωρητικότητα του και την πυκνότητα. Όταν το προϊόν της θερμοχωρητικότητας και πυκνότητας είναι υψηλό, η θερμική διάχυση μπορεί να είναι χαμηλή, ακόμα και αν η θερμική αγωγιμότητα είναι υψηλή. Συνεπώς, και η θερμική αγωγιμότητα και η θερμική διάχυση αποτελούν σημαντικές παραμέτρους για την πρόβλεψη της μεταφοράς θερμότητας μέσω ενός υλικού. Επειδή κατά τη διάρκεια της κατάποσης ζεστών ή κρύων φαγητών και υγρών προκαλείται μια ασταθής κατάσταση μεταφοράς ενέργειας, η θερμική διάχυση ενός οδοντιατρικού υλικού αποκατάστασης ενδέχεται να είναι πιο σημαντική από τη θερμική του αγωγιμότητα. Η οδοντίνη και αδαμαντίνη είναι αποτελεσματικοί θερμικοί μονωτές και η θερμική διάχυση και αγωγιμότητα συγκρίνεται θετικά με αυτές του διοξειδίου του πυριτίου και του νερού, σε αντίθεση με τις αξιοσημείωτα υψηλότερες τιμές των μετάλλων (Anusavice, 1996; O'Brien, 2002).

Μολαταύτα, όπως για κάθε θερμικό μονωτή, η δομή των δοντιών πρέπει να βρίσκεται σε ικανοποιητικό πάχος, προκειμένου να καταστούν αποτελεσματικά τα μονωτικά τσιμέντα. Όταν το στρώμα της οδοντίνης μεταξύ της κοιλότητας και του πολφού είναι πολύ μικρό, ο οδοντίατρος θα πρέπει να εναποθέσει ένα επιπλέον στρώμα μονωτικής βάσης, εφόσον το πάχος της οδοντίνης είναι εξίσου –αν όχι και περισσότερο– σημαντικό με τις θερμικές ιδιότητες των υλικών (Anusavice, 1996; O'Brien, 2002).

1.2.4.3 Συντελεστής Θερμικής Διαστολής

Ο συντελεστής θερμικής διαστολής ορίζεται ως η μεταβολή στην μονάδα μήκους ενός υλικού, όταν η θερμοκρασία του ανεβαίνει κατά 1°C. Μια αποκατάσταση των δοντιών μπορεί να διαστέλλεται ή συστέλλεται περισσότερο από το δόντι κατά την διάρκεια μιας αλλαγής στην θερμοκρασία, γεγονός που μπορεί να οδηγήσει σε αποκόλληση ή και διαρροή του υλικού. Ο συντελεστής θερμικής διάχυσης είναι ιδιαίτερα σημαντικός στην παραγωγή μεταλλοκεραμικών υλικών. Επί παραδείγματι, μια επίστρωση πορσελάνης που ψήνεται σε ένα μεταλλικό υπόστρωμα μπορεί να συσταλεί σε μεγαλύτερο βαθμό, από ότι το μέταλλο κατά την ψύξη και να προκαλέσει εφραπτομενικές τάσεις εφελκυσμού ή τάσεις εφελκυσμού στεφάνης στην πορσελάνη, που μπορεί να προκαλέσουν άμεσο ή καθυστερημένο σχηματισμό ρωγμών. Αν και αυτές οι τάσεις δεν μπορούν να εξαλειφθούν πλήρως, μπορούν

να μειωθούν αισθητά με της επιλογή υλικών των οποίων οι συντελεστές συστολής ή διαστολής, είναι αρκετά κοντά (εντός 4%) (Anusavice, 1996; O'Brien, 2002).

1.3 Μηχανικές Ιδιότητες Οδοντιατρικών Υλικών

Στο περιβάλλον από το στόμα, οι αποκαταστάσεις υποβάλλονται σε καταπονήσεις από τη δράση της μάσησης. Αυτές οι δυνάμεις δρουν στα δόντια και / ή στο υλικό και παράγουν διαφορετικές αντιδράσεις που οδηγούν σε παραμόρφωση, γεγονός που μπορεί τελικά να θέσει σε κίνδυνο την ανθεκτικότητά τους με την πάροδο του χρόνου. Είναι σημαντικό να εισαχθούν ορισμένες έννοιες που είναι εξαιρετικά σημαντικές για την κατανόηση των επιδόσεων που παρουσιάζονται από το υλικό αυτό υπό συγκεκριμένες συνθήκες (Wang et al., 2003). Επομένως, η ανάλυση του ενδεχόμενου αστοχίας μιας πρόθεσης πρέπει να σχετίζεται με τις μηχανικές ιδιότητες του προσθετικού υλικού. Οι μηχανικές ιδιότητες καθορίζονται από το νόμο της μηχανικής, δηλαδή από τη φυσική επιστήμη που ασχολείται με την ενέργεια και τις δυνάμεις και τις επιπτώσεις τους στα σώματα. Στην ουσία, μετρούνται αποκρίσεις, τόσο ελαστικών όσο και πλαστικών, υλικών υπό εφαρμοζόμενη δύναμη ή κατανομή δυνάμεων (Anusavice, 1996).

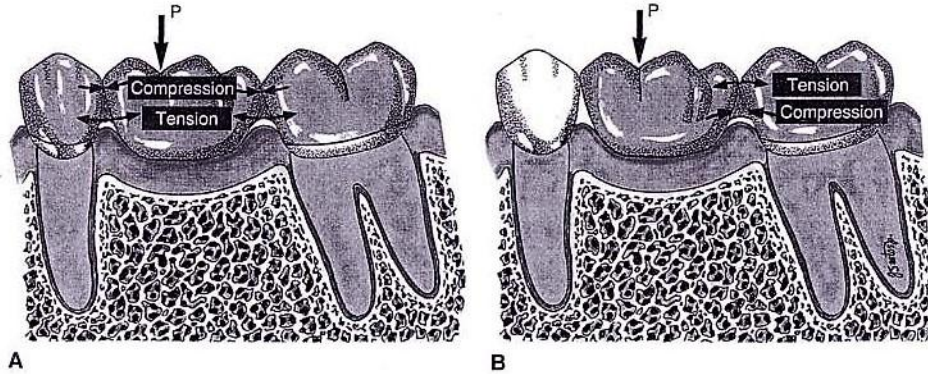
1.3.1 Τάση (Stress)

Όταν σε ένα στέρεο σώμα επιδρά μια εξωτερική δύναμη, δημιουργείται μια αντίδραση που είναι ίση σε μέγεθος, αλλά αντίθετη προς την εξωτερική δύναμη. Η δύναμη αυτή, που ονομάζεται τάση, παραμορφώνει ελαφρώς την ατομική δομή του σώματος και η τιμή της προκύπτει από τη διαίρεση της δύναμης που ασκείται προς την περιοχή εντός της οποίας ασκείται εντός του σώματος. Η τάση σε κάθε περίπτωση πρέπει να προσδιορίζεται βάσει του τύπου και του μεγέθους της. Από άποψη της κατεύθυνσης εφαρμογής τους, μπορούν να κατηγοριοποιηθούν 3 είδη «απλής» τάσης: εφελκυσμού, θλιπτική και διατμητική (Anusavice, 1996).

1.3.1.1 Τάση Εφελκυσμού (Tensile Stress)

Η τάση εφελκυσμού προκύπτει από μια δύναμη/ φορτίο που τείνει να τεντώσει ή να επιμηκύνει ένα σώμα (βλ. Σχήμα 3.). Μια τάση εφελκυσμού συνοδεύεται πάντα από μια παραμόρφωση εφελκυσμού, ενώ υπάρχουν λίγες περιπτώσεις καθαρής τάσης εφελκυσμού και τα συστατικά της τάσης εφελκυσμού μπορεί να παραχθούν όταν οι δομές αυτές κάμπτονται,

ή ακόμα και αν εφαρμόζονται φορτία θλίψεως. Ωστόσο, οι τάσεις εφελκυσμού, θλίψεως και διάτμησης μπορεί να προκύψουν ως αποτέλεσμα μιας δύναμης κάμψης, όπως αποτυπώνεται στο Σχήμα 3 (Anusavice 1996; O'Brien, 2002; Wang et al., 2003).



Σχήμα 3. Τάσεις που ασκούνται σε μια γέφυρα τριών μονάδων από μια δύναμη κάμψης P., Anusavice 1996

1.3.1.2 Θλιπτική Τάση (Compressive Stress)

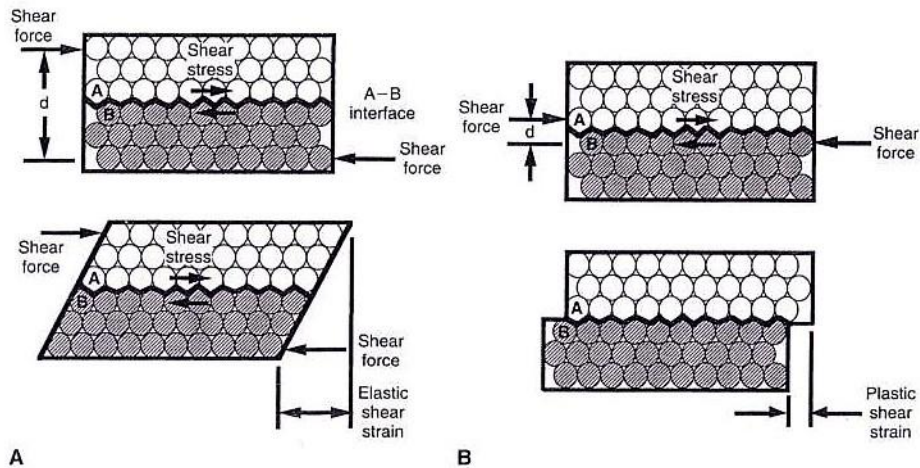
Αν ένα σώμα τεθεί κάτω από ένα φορτίο που τείνει να το συμπιέσει ή να μικρύνει το μήκος του, η εσωτερική αντίσταση σε ένα τέτοιο φορτίο ονομάζεται θλιπτική τάση. Κάθε θλιπτική τάση συνδέεται με μια θλιπτική παραμόρφωση. Για να υπολογιστεί είτε η τάση εφελκυσμού είτε η τάση θλίψεως, η εφαρμοζόμενη δύναμη διαιρείται με την επιφάνεια εγκάρσιας διατομής, που είναι κάθετη στην κατεύθυνση της δύναμης (Anusavice 1996).

1.3.1.3 Τάση Διάτμησης (Tensile Stress)

Η τάση διάτμησης τείνει να αντιστέκεται στην ολίσθηση τμήματος ενός σώματος πάνω σε ένα άλλο. Η τάση διάτμησης μπορεί να προκληθεί και από μια δράση συστροφής πάνω σε ένα σώμα. Για παράδειγμα, εάν εφαρμόζεται μια δύναμη κατά μήκος της επιφάνειας του σμάλτου των δοντιών με ένα εργαλείο με αιχμηρά άκρα, παράλληλα προς τη διεπιφάνεια μεταξύ του σμάλτου και ενός ορθοδοντικού βραχίονα, ο βραχίονας μπορεί να αποκολληθεί λόγω της διατμητικής τάσης από την παράλληλη περιοχή προς την κατεύθυνση της δύναμης. Η διατμητική τάση υπολογίζεται διαιρώντας τη δύναμη με την παράλληλη περιοχή προς την κατεύθυνση της δύναμης (Anusavice 1996).

Στη στοματική κοιλότητα είναι μάλλον απίθανο να εμφανιστεί βλάβη λόγω διατμητικής τάσης στα περισσότερα από τα εύθραυστα υλικά, επειδή οι αποκατεστημένες επιφάνειες των δοντιών είναι γενικά τραχείες ως προς την μορφολογία της επιφάνειας και δεν είναι επίπεδες.

Η παρουσία λοξοτημίων ή μεταβολών στην καμπυλότητα μιας συνδεδεμένης επιφάνειας δοντιού καθιστά τη βλάβη ενός υλικού λόγω διάτμησης, πολύ απίθανη. Επιπρόσθετα, προκειμένου να προκληθεί διατμητική βλάβη η εφαρμοζόμενη δύναμη θα έπρεπε να εντοπίζεται ακριβώς δίπλα στη διεπαφή (βλ. Σχήμα 4B), πράγμα δύσκολο ακόμα και σε πειραματικές συνθήκες, όπου χρησιμοποιούνται επίπεδες διεπαφές (Anusavice 1996).



Σχήμα 4. Ατομικό Μοντέλο που απεικονίζει τη διατμητική παραμόρφωση (A) και την πλαστική διατμητική παραμόρφωση (B). Anusavice 1996

1.3.1.3 Δυνάμεις Κάμψης (Flexural/ Bending Forces)

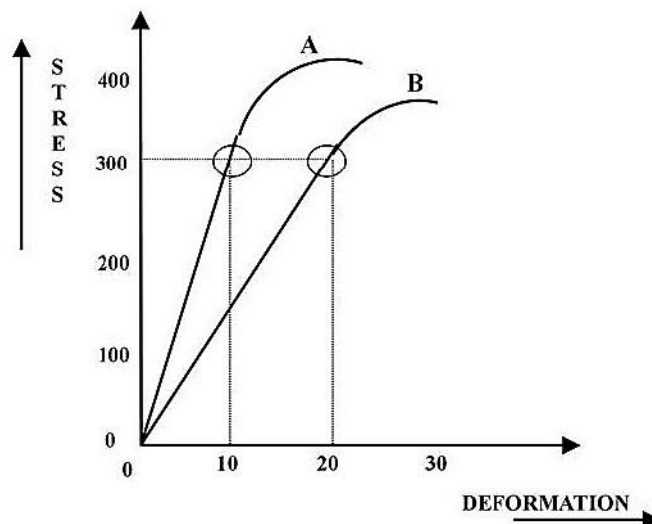
Παραδείγματα δυνάμεων κάμψης που προκαλούνται σε γέφυρα τριών μονάδων και σε γέφυρες σε μερικές οδοντοστοιχίες απεικονίζονται στο Σχήμα 3, παραπάνω. Είναι αποτέλεσμα δυνάμεων κάμψης σε οδοντιατρικές κατασκευές με έναν από τους δύο ακόλουθους τρόπους: 1. υποβάλλοντας μια δομή, όπως μια μερική οδοντοστοιχία σε φόρτωση τριών σημείων, όπου τα τελικά σημεία είναι σταθερά και μια δύναμη ασκείται μεταξύ των δύο σημείων (βλ. Σχήμα 3.A), 2. υποβάλλοντας μια δομή με προβόλους, που υποστηρίζεται μόνο στο ένα άκρο, σε φορτίο σε οποιοδήποτε σημείο του μη υποστηριζόμενου τμήματος (βλ. Σχήμα 3.B) (Anusavice, 1996).

1.3.2 Μηχανικές Ιδιότητες Βασισμένες στην Ελαστική Παραμόρφωση

1.3.2.1 Μέτρο Ελαστικότητας/ Μέτρο του Young

Ο λόγος τάσης-καταπόνησης ενός υλικού είναι σημαντικός για τον προσδιορισμό της μηχανικής συμπεριφοράς του. Για κάθε υλικό, υπάρχει μια σχέση αναλογίας τάσης-

καταπόνησης, η οποία καθορίζει μια καμπύλη τάσης-καταπόνησης. Αν υπάρχει ελάττωση πίεσης κατά τη φόρτωση και δεν παρατηρείται μόνιμη παραμόρφωση, αποδεικνύεται η ελαστικότητα του υλικού. Η αναλογία αυτή εμφανίζεται μέχρις ότου ένα οριακό σημείο, που ορίζεται ως όριο αναλογίας και η παραμόρφωση ως ελαστική παραμόρφωση. Σε αυτό το σημείο, η μέγιστη τάση ενός υλικού θα αντέξει χωρίς μόνιμη παραμόρφωση. Καθώς η τάση-καταπόνηση είναι ανάλογη μέχρι αυτό το σημείο, υπάρχει μια σταθερή αναλογικότητα, που καθορίζει την ελαστικότητα ενός υλικού και υπολογίζεται από την αναλογία της καμπύλης τάσης-καταπόνησης εντός του ελαστικού ορίου. Η αναλογικότητα αυτή ορίζεται ως μέτρο ελαστικότητας ή συντελεστής Young (βλ. Σχήμα 5) και επί της ουσίας μετρά την ακαμψία αυτού του υλικού. Ωστόσο, όταν το εφαρμοζόμενο φορτίο υπερβαίνει αυτό το σημείο, εμφανίζεται μη αναστρέψιμη παραμόρφωση, με αποτέλεσμα μόνιμη ή πλαστική παραμόρφωση. Κάθε υλικό παρουσιάζει αντίσταση στην παραμόρφωση, ενώ πέραν του σημείου αυτού θα οδηγηθεί στη ρήξη του (Wang et al., 2003).



Σχήμα 5. Καμπύλη Τάσης-Καταπόνησης για 2 υποθετικά υλικά A και B. Το A φαίνεται να έχει μεγαλύτερο μέτρο ελαστικότητας (30 GPA) σε σχέση με το B (15 GPA) (Wang et al., 2003)

1.3.2.2 Ευκαμψία

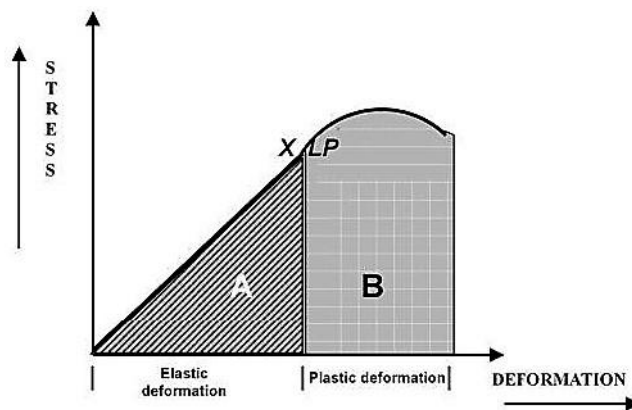
Στην περίπτωση των οδοντιατρικών συσκευών και των αποκαταστάσεων, είναι απαραίτητη η ύπαρξη μιας υψηλής τιμής για το ελαστικό όριο (η τάση πάνω από την οποία ένα υλικό δεν θα ανακάμψει στην αρχική του κατάσταση όταν αφαιρεθεί η δύναμη) είναι απαραίτητη προϋπόθεση για τα υλικά από τα οποία κατασκευάζονται, επειδή η δομή αναμένεται να επανέλθει στο αρχικό της σχήμα, αφού υποστεί κάποια καταπόνηση. Συνήθως είναι επίσης επιθυμητός ένα μετρίως υψηλός συντελεστής ελαστικότητας, επειδή κάτω από

μια σημαντική τάση θα αναπτυχθεί μόνο μια μικρή παραμόρφωση, όπως στην περίπτωση μιας επένδυσης (Anusavice, 1996).

1.3.2.3 Ανθεκτικότητα (Resilience)

Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, καθώς αυξάνεται η ενδοατομική απόσταση, αυξάνεται η εσωτερική ενέργεια. Όσο η τάση δεν είναι μεγαλύτερη από το όριο αναλογίας, αυτή η ενέργεια είναι γνωστή ως ανθεκτικότητα. Με βάση την προηγούμενη συζήτηση, η ανθεκτικότητα μπορεί να οριστεί ως η ποσότητα ενέργειας που απορροφάται από μια δομή όταν δέχεται τάση αντίστοιχη με το αναλογικό της όριο. Η ανθεκτικότητα δύο ή περισσότερων υλικών μπορούν να συγκριθούν παρατηρώντας τις περιοχές κάτω από την ελάχιστη περιοχή στην καμπύλη τάσης-καταπόνησης, υπό την προϋπόθεση ότι έχουν σχεδιαστεί στην ίδια κλίμακα. Το υλικό με τη μεγαλύτερη ελαστική περιοχή έχει και την μεγαλύτερη ανθεκτικότητα (Anusavice, 1996).

Στο Σχήμα 6. υπάρχει ένα διάγραμμα που απεικονίζει την ανθεκτικότητα και τη δυσθραυστότητα (toughness). Η περιοχή που οριοθετείται από την ελαστική περιοχή είναι ένα μέτρο ανθεκτικότητας και η συνολική περιοχή κάτω από την καμπύλη τάσης-καταπόνησης είναι μέτρο δυσθραυστότητας (Anusavice, 1996).



Σχήμα 6. Περιοχές που καταδεικνύουν την ανθεκτικότητα (A) και δυσθραυστότητα (A+B) ενός σώματος

(Wang et al., 2003)

1.3.2.4 Λόγος Poisson

Όταν ένα υλικό βρίσκεται υπό αξονική φόρτιση σε δοκιμές εφελκυσμού ή συμπίεσης, δηλώνεται ότι η τάση προκαλεί τάση σε αξονική κατεύθυνση. Ωστόσο, λαμβάνει χώρα και πλευρική καταπόνηση. Στη συνέχεια, η εφελκυστική δύναμη έχει ως αποτέλεσμα την

επιμήκυνση του υλικού κατά την αξονική κατεύθυνση και τη μείωση της διατομής. Από την άλλη πλευρά, η συμπιεστική δύναμη οδηγεί το υλικό στην αύξηση της διατομής και τη μείωση του αρχικού μήκους. Αν αυτές οι αντιδράσεις εμφανιστούν στο ελαστικό όριο, εκφράζεται ο λόγος μεταξύ πλευρικής και αξονικής καταπόνησης, ο λόγος Poisson. Ο λόγος Poisson υποδεικνύει ότι η αλλοίωση της διατομής είναι ανάλογη της παραμόρφωσης κατά την ελαστική περιοχή. Τα ψαθυρά υλικά παρουσιάζουν μικρότερη μόνιμη μείωση στη διατομή κατά τη διάρκεια δοκιμασιών εφελκυσμού, από ό, τι τα όλκιμα υλικά (Anusavice, 1996; Wang et., 2003).

1.3.3 Ιδιότητες Αντοχής

Αντοχή είναι η τάση, που είναι απαραίτητη για να προκληθεί κάταγμα ή μια συγκεκριμένη ποσότητα πλαστικής παραμόρφωσης. Και οι δύο τύποι παραμορφωτικής συμπεριφοράς μπορεί να περιγραφούν από της ιδιότητες αντοχής, αλλά πρέπει να χρησιμοποιηθούν οι κατάλληλοι όροι, προκειμένου να διαφοροποιηθούμε μεταξύ της μέγιστης τάσης που προκαλεί κάταγμα και εκείνης που προκαλεί ελαστική παραμόρφωση. Η αντοχή ενός υλικού μπορεί να περιγραφεί με κάποια από τα παρακάτω μέτρα: 1) το όριο αναλογίας, 2) το ελαστικό όριο, 3) όριο διαρροής και 4) τη μέγιστη αντοχή εφελκυσμού, την αντοχή στη διάτμηση, την αντοχή στη θλίψη, την αντοχή στην κάμψη, κάθε ένα από τα οποία είναι ένα μέτρο της τάσης για την πρόκληση κατάγματος σε ένα υλικό (Anusavice, 1996).

1.3.3.1 Όριο Αναλογίας

Αν ένα σύρμα τεντωθεί σταθερά σε τάση, το σύρμα τελικά θα σπάσει. Παρ' όλα αυτά στην οδοντιατρική ενδιαφερόμαστε για την τάση, στην οποία ξεκινά να αναπτύσσεται η πλαστική παραμόρφωση. Μια μέθοδος να καθοριστεί αυτό το σημείο, είναι ένα διάγραμμα τάσης-καταπόνησης παρόμοιο με αυτό στο Σχήμα 6. Αν το υλικό υπακούει στο νόμο του Hooke², η ελαστική τάση θα είναι αναλογική, συνεπώς η αρχική περιοχή της καμπύλης τάσης-παραμόρφωσης πρέπει να είναι μια ευθεία γραμμή. Επειδή η ευθεία αναλογικότητα μεταξύ δύο ποσοτήτων γραφικά αναπαριστάται με μια ευθεία γραμμή, το γραμμικό τμήμα

² «Η σχέση ανάμεσα στην τάση και την επιμήκυνση, στην ελαστική περιοχή, είναι γραμμική για τα μέταλλα και τα κεραμικά και περιγράφεται από τον νόμο του Hooke, $\sigma = E \epsilon$. Το όριο αναλογίας αναλογίας τάσης και παραμόρφωσης ονομάζεται σταθερά ελαστικότητας E ή σταθερά σταθερά του Young και είναι ένα μέτρο για την ακαμψία του υλικού. Όσο μεγαλύτερο είναι το E τόσο πιο στιβαρό είναι ένα υλικό» (Αντωνιάδης, 2010).

στο γράφημα στο Σχήμα 6. ικανοποιεί το νόμο. Το όριο αναλογίας ορίζεται ως η μεγαλύτερη τάση την οποία μπορεί να αντέξει ένα υλικό, χωρίς να παρεκκλίνει από τη γραμμική αναλογία μεταξύ δύναμης ως προς την παραμόρφωση και είναι σημαντικό για τα οδοντιατρικά υλικά επειδή αντιπροσωπεύει το ποσοστό παραμόρφωσης, που μπορεί να υποστεί ένα υλικό, πριν υποστεί μόνιμη βλάβη (Anusavice, 1996).

1.3.3.2 Ελαστικό Όριο

Ως ελαστικό όριο ορίζεται η μέγιστη τάση, που μπορεί να υποστεί ένα σώμα, ώστε να επιστρέψει στις αρχικές του διαστάσεις, όταν η ασκηθείσα δύναμη αποσυρθεί (Anusavice, 1996).

1.3.3.3 Όριο Διαρροής

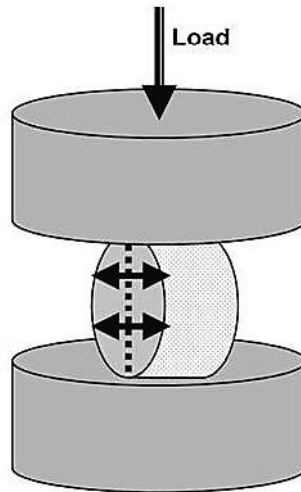
Το όριο διαρροής περιγράφει την τάση, στην οποία ένα υλικό ξεκινά να συμπεριφέρεται κατά πλαστικό τρόπο, ήτοι παρουσιάζει πλαστική παραμόρφωση (Αντωνιάδης, 2010).

Το όριο αναλογίας, διαρροής καθώς και το ελαστικό όριο αν και ορίζονται διαφορετικά, πολλές φορές οι τιμές τους είναι παραπλήσιες. Ωστόσο, οι τιμές τους είναι εξέχουσας σημασίας για τα οδοντιατρικά υλικά και την αξιολόγησή τους, καθώς προσδιορίζουν την τάση στην οποία ξεκινά η μόνιμη παραμόρφωση μιας δομής. Αν οι τάσεις που ασκεί η μάσηση ξεπεράσει αυτές τις τιμές, η λειτουργία μιας αποκατάστασης ή μιας κατασκευής ενδέχεται να διαφέρει από αυτή, που προέβλεπε ο αρχικός σχεδιασμός της (Anusavice, 1996).

1.3.3.4 Διαμετρική αντοχή σε εφελκυσμό

Η ρήξη κάτω από χαμηλή τάση χαρακτηρίζει τα ψαθυρά υλικά. Σε αυτές τις περιπτώσεις, η αντοχή σε εφελκυσμό δεν ενδείκνυται για την αξιολόγηση της αντίδρασης του υλικού, λόγω της χαμηλής συνεκτικής κατάστασης. Μια εναλλακτική μέθοδος υπολογισμού της αντοχής σε εφελκυσμό υπολογίζεται με δοκιμές συμπίεσης. Είναι μια σχετικά απλή και αναπαραγωγίσιμη δοκιμή. Ορίζεται ως δοκιμασία διαμετρικής συμπίεσης για την ένταση ή έμμεση ένταση. Προκειμένου να διεξαχθεί αυτή η δοκιμή, είναι απαραίτητο δείγμα δίσκου, όπου συμπιέζεται διαμετρικά εισάγοντας εφελκυστική τάση στο υλικό, στο επίπεδο της

εφαρμογής της δύναμης από τη δοκιμασία (βλ. Σχήμα 7) (Annusavice, 1996; Wang et al., 2003).

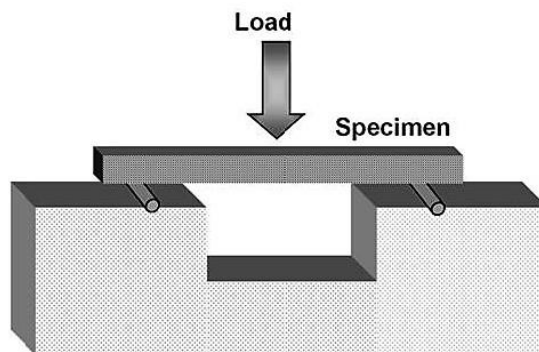


Σχήμα 7. Δοκιμασία Διαμετρικής Συμπίεσης (Wang et al., 2003)

1.3.3.5 Αντοχή στην Κάμψη

Η αντοχή ενός υλικού στην κάμψη είναι η ικανότητά του να λυγίζει πριν σπάσει. Λαμβάνεται όταν επιτυγχάνεται η απόλυτη ευκαμψία ενός υλικού πριν από το όριο αναλογίας του. Οι δυνάμεις κάμψης είναι το αποτέλεσμα των δυνάμεων που δημιουργούνται σε κλινικές καταστάσεις και τα οδοντικά υλικά πρέπει να αντέχουν σε επαναλαμβανόμενη κάμψη και στρίψιμο. Απαιτείται υψηλή αντοχή στην κάμψη όταν αυτά τα υλικά βρίσκονται κάτω από τη δράση της τάσης μάσησης, που μπορεί να προκαλέσει μόνιμη παραμόρφωση.

Για να εκτιμηθεί η αντοχή σε κάμψη ενός οδοντικού υλικού, χρησιμοποιούνται συνήθως δοκίμια σχήματος ράβδου με διάσταση 25 mm σε μήκος X 2 mm σε πλάτος X 2 mm σε ύψος. Τα δείγματα τοποθετούνται σε δύο υποστηρίγματα και ένα φορτίο εφαρμόζεται στο κέντρο. Αυτή η δοκιμή είναι γνωστή ως δοκιμή κάμψης τριών σημείων (Σχήμα 8).



Σχήμα 8. Απεικόνιση Δοκιμής Κάμψης (Wang et al., 2003)

1.3.3.6 Αντοχή στην Κόπωση

Η πολυπλοκότητα του περιβάλλοντος στη στοματική κοιλότητα, καθώς και η γεωμετρική ποικιλομορφία των κοιλοτήτων που είναι γεμάτες με αποκαταστάσεις καθιστούν δύσκολη την ακριβή οριοθέτηση των διαδικασιών κλινικής αστοχίας και τη συσχέτιση των συνήθων μηχανικών ιδιοτήτων με την απόδοση των οδοντικών υλικών. Η συμπεριφορά αυτών των υλικών υπό τη δράση των τάσεων, οι οποίες είναι σχετικά χαμηλές αλλά διαλείπουσες, δείχνει την αντίσταση στην κόπωση (Wang et al., 2003). Η κόπωση είναι η χαρακτηριστική καταπόνηση, που μεταβάλλεται χρονικά και μετά από ένα συγκεκριμένο χρονικό διάστημα, ενδέχεται να οδηγήσει στην αστοχία του εν λόγω υλικού (θραύση από κόπωση) (Αντωνιάδης, 2010).

Αυτή η μέθοδος επιτρέπει τη μέτρηση ενός ορίου κόπωσης, χωρίς κάταγμα, σε ένα δεδομένο αριθμό κύκλων καταπονήσεων. Οι καμπύλες συμπίεσης κόπωσης παράγονται όταν υποβάλλονται διαφορετικά υλικά σε κυκλική τάση συμπίεσης. Οι δοκιμές γίνονται με τη λειτουργία της δοκιμαστικής μηχανής σε μια δεδομένη συχνότητα φόρτισης. Η παρουσία ελαττωμάτων στη μικροδομή της αποκατάστασης ή του δείγματος που υποβάλλεται σε υψηλές ή χαμηλές καταπονήσεις, οδηγεί στην ανάπτυξη ρωγμών. Δεδομένου ότι, οι επιδράσεις του κλινικού περιβάλλοντος είναι κρίσιμοι παράγοντες λόγω της σχετικά χαμηλής τάσης, αυτές οι ρωγμές θα μετατραπούν σε κάταγμα του υλικού (Wang et al., 2003).

1.3.4. Άλλες Μηχανικές Ιδιότητες

1.3.4.1 Δυσθραυστότητα (Toughness)

Η ανθεκτικότητα είναι η αντίσταση ενός υλικού στη θραύση και αντιστοιχεί στην ποσότητα ενέργειας που απαιτείται για να την προκαλέσει (Wang et al., 2003). Η ανθεκτικότητα εξαρτάται από τη δύναμη και την ολκιμότητα. Όσο μεγαλύτερη είναι η δύναμη και όσο υψηλότερη είναι η ολκιμότητα, τόσο μεγαλύτερη είναι η σκληρότητα (Anusavice, 1996).

1.3.4.2 Ολκιμότητα και Ελατότητα (Ductility and Malleability)

Όταν μια δομή δέχεται τάση πέρα από το όριο αναλογίας της, παραμορφώνεται μόνιμα. Αν ένα υλικό διατηρεί την αντοχή σε εφελκυσμό και μια σημαντική μόνιμη παραμόρφωση χωρίς ρήξη, είναι όλκιμο. Η ολκιμότητα αντιπροσωπεύει την ικανότητα ενός υλικού να

διατηρεί μια μεγάλη μόνιμη παραμόρφωση υπό φορτίο εφελκυσμού χωρίς να υπόκειται σε ρήξη (κάταγμα). Η ικανότητα ενός υλικού να διατηρεί σημαντική μόνιμη παραμόρφωση χωρίς θραύση υπό συμπίεση, ονομάζεται ελατότητα. Δεν εξαρτάται από την αντοχή, όπως η ολκιμότητα (Anusavise, 1996).

1.3.4.3 Σκληρότητα

Η σκληρότητα είναι η ιδιότητα ενός υλικού να αντιστέκεται στην πλαστική παραμόρφωση, συνήθως μέσω διείδυσης. Η σκληρότητα, που αποτελεί μηχανική ιδιότητα σχετίζεται και με άλλες μηχανικές ιδιότητες όπως την αντοχή σε εφελκυσμό, την πλαστικότητα και τη δυσθραυστότητα. Καθώς η σκληρότητα ενός υλικού αυξάνεται, ταυτόχρονα αυξάνεται η αντοχή του, ενώ φαίνεται να μειώνεται η δυσθραυστότητά και η πλαστικότητα του. Συνεπώς εξάγεται το συμπέρασμα, ότι ένα πολύ σκληρό υλικό, είναι σε πολλές περιπτώσεις και ψαθυρό (Αντωνιάδης, 2010).

Η συνήθης μέθοδος για τον προσδιορισμό της τιμής της σκληρότητας ενός υλικού, είναι η μέτρηση του βάθους ή της περιοχής ενός αποτυπώματος που αφήνεται από ένα διεϊσδυτή ενός συγκεκριμένου σχήματος, με μια συγκεκριμένη δύναμη που εφαρμόζεται για ένα συγκεκριμένο χρόνο. Υπάρχουν τέσσερις κοινές συνήθεις μέθοδοι δοκιμής για την εκτίμηση της σκληρότητας ενός υλικού: Brinell, Rockwell, Vickers και Knoop. Κάθε μία από αυτές τις μεθόδους διαιρείται σε ένα εύρος από κλίμακες, που ορίζονται από ένα συνδυασμό εφαρμοζόμενου φορτίου και της γεωμετρίας του διεϊσδυτή (Wang et al., 2003).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2.

ΒΙΟΣΥΜΒΑΤΟΤΗΤΑ ΥΛΙΚΩΝ

Η δημόσια ανησυχία για την ασφάλεια του οδοντικού αμαλγάματος έχει προωθήσει την ανάπτυξη μιας μεγάλης ποικιλίας διαφορετικών οδοντικών αποκαταστατικών υλικών με την αξίωση αντικατάστασης του αμαλγάματος. Ένα οδοντικό αναμορφωτικό υλικό (οδοντικό αμάλαμα), για το οποίο έχουν αποδειχθεί επαρκή αποδεικτικά στοιχεία τόσο για την αποτελεσματικότητα, όσο και για την ασφάλεια κατά τη διάρκεια δεκαετιών, μπορεί να αντικατασταθεί από υλικά για τα οποία η κλινική και προκλινική εμπειρία είναι συγκριτικά χαμηλή. Σύμφωνα με τους Kallus και Mjör, η επίπτωση των κλινικών ανεπιθύμητων ενεργειών σε ασθενείς γενικά εκτιμάται ότι είναι μικρότερη από 0,1%. Για την ανίχνευση των ανεπιθύμητων ενεργειών μιας τέτοιας επίπτωσης σε μια κλινική μελέτη, απαιτούνται περισσότεροι από 4000 ασθενείς. Αν και οι κλινικές μελέτες προοπτικής είναι σημαντικές για την αξιολόγηση της αποτελεσματικότητας ενός νέου υλικού, έχουν επιδείξει εμφανείς περιορισμούς όσον αφορά την ανίχνευση των ανεπιθύμητων ενεργειών. Ως εκ τούτου, πρέπει να δοθεί έμφαση στις προκλινικές δοκιμές, στην επιλογή τους, στις επιδόσεις και στην αξιολόγηση των δεδομένων κατά την αξιολόγηση της βιοσυμβατότητας των οδοντικών αποκαταστατικών υλικών (Schmalz, 1997).

Στη δεκαετία του 1960 η λέξη βιοσυμβατότητα δεν χρησιμοποιείται ευρέως. Αντ' αυτού στις περισσότερες συζητήσεις περί ασφάλειας των οδοντικών υλικών χρησιμοποιούνταν η λέξη τοξικότητα³ (Anusavice 1996). Η βιοσυμβατότητα μπορεί να οριστεί ως η ιδιότητα των υλικών που είναι βιολογικά συμβατά χωρίς να προκαλούν τοπικές ή συστηματικές αποκρίσεις ενός ζωντανού συστήματος ή ιστού. Σύμφωνα με τους ρυθμιστικούς κανόνες, η βιοσυμβατότητα είναι ένας αριθμός δοκιμών για τον προσδιορισμό των πιθανών τοξικών επιδράσεων που προκύπτουν από την επαφή των συστατικών των ιατροτεχνολογικών προϊόντων με το σώμα (Yildiz et al., 2016).

³ Η τοξικότητα ενός υλικού περιγράφει την ικανότητα να βλάψει ένα βιολογικό σύστημα με χημικά μέσα. Ή είναι η δόσοεξαρτώμενη δυνατότητα ενός υλικού να προκαλεί θάνατο κυττάρων ή ιστών (Mattoo et al., 2012).

Ένας άλλος ορισμός ορίζει τη βιοσυμβατότητα ως την ικανότητα ενός υλικού ή μιας συσκευής να παραμείνει βιολογικά αδρανής κατά τη διάρκεια της λειτουργικής της περιόδου (Bhola et al., 2010; Yildiz et al., 2016). Όπως και τα άλλα ιατρικά υλικά, και για τα οδοντιατρικά υλικά υπάρχει αριθμός υποχρεωτικών δοκιμασιών, συμπεριλαμβανομένης της βιοσυμβατότητας, προκειμένου να μπορέσουν να χρησιμοποιηθούν σε εφαρμογές. Η βιοσυμβατότητα μπορεί επίσης να προσδιοριστεί ως η ικανότητα ενός υλικού να λειτουργεί με μια κατάλληλη αντίδραση ξενιστή σε μια συγκεκριμένη βιολογική εφαρμογή (Di Silvio, 2009). Από άλλη άποψη, η βιοσυμβατότητα είναι η σχέση μεταξύ του υλικού και του οργανισμού, όπου καμία από αυτές δεν φέρει ανεπιθύμητα αποτελέσματα. Πρόσφατα, η βιοσυμβατότητα υπήρξε σημείο ενδιαφέροντος για πάρα πολλά έργα που αξιολογούν τα βιοϋλικά, ιδιαίτερα τα οδοντικά υλικά. Δεν υπάρχει ιδανικό πρότυπο για τον έλεγχο της βιοσυμβατότητας μέχρι στιγμής, αλλά έχουν προταθεί πολλές μέθοδοι με αυτή την πρόθεση. Εάν δεν αποδειχθεί η βιοσυμβατότητα ενός οδοντικού υλικού, πρέπει να ολοκληρωθεί μια δέσμη μελετών που ποικίλουν από *in vitro* δοκιμασίες έως κλινικές δοκιμές (Yildiz et al., 2016).

Γενικά, η βιοσυμβατότητα μετριέται με βάση την εντοπισμένη κυτταροτοξικότητα (όπως απόκριση πολφού και βλεννογόνου), συστηματικές αποκρίσεις, αλλεργιογένεση και καρκινογένεση (Anusavice 1996; Bhola et al., 2016).

Βάσει αυτών των κριτηρίων, οι απαιτήσεις για βιοσυμβατότητα των οδοντικών υλικών περιλαμβάνουν τα ακόλουθα:

- Δεν πρέπει να είναι επιβλαβή για τον πολφό και τους μαλακούς ιστούς.
- Δεν πρέπει να περιέχει τοξικές διαχεόμενες ουσίες, που μπορούν να απελευθερωθούν και να απορροφηθούν στο κυκλοφορικό σύστημα για να προκαλέσουν συστηματική τοξική απόκριση.
- Πρέπει να είναι απαλλαγμένα από ενδεχομένως ευαισθητοποιητικούς παράγοντες που ενδέχεται να προκαλέσουν αλλεργική αντίδραση.
- Δεν θα πρέπει να έχουν καρκινογόνο δυναμικό (Anusavice, 1996; Mattoo et al., 2012).

Με μια ευρεία έννοια, ένα βιολογικό υλικό μπορεί να οριστεί ως οποιαδήποτε ουσία, εκτός από φάρμακο, που μπορεί να χρησιμοποιηθεί για οποιαδήποτε περίοδο ως μέρος ενός συστήματος που αντιμετωπίζει, ενισχύει ή αντικαθιστά οποιοδήποτε ιστό, όργανο ή λειτουργία του σώματος. Η επιστήμη των οδοντικών βιοϋλικών πρέπει να βασίζεται σε μια ευρεία βάση πληροφοριών από ορισμένες βιολογικές εκτιμήσεις, που σχετίζονται με τη

χρήση υλικών σχεδιασμένων για τη στοματική κοιλότητα. Η αντοχή ή η αντίσταση στην παραμόρφωση δεν έχει σημασία, αν το υλικό είναι επιβλαβές για τον πολφό ή τους μαλακούς ιστούς (Anusavice, 1996).

Τα οδοντιατρικά υλικά χρησιμοποιούνται στον άνθρωπο για μικρές ή μεγάλες περιόδους. Τα περισσότερα οδοντιατρικά υλικά είναι παρόμοια με άλλα εξειδικευμένα υλικά που χρησιμοποιούνται στην ορθοπεδική, καρδιαγγειακή προσθετική, πλαστική χειρουργική. Δηλαδή λειτουργούν σε στενή επαφή με διάφορους ανθρώπινους ιστούς. Συλλογικά, αυτά τα υλικά πρέπει να πληρούν τις απαιτήσεις που δίνονται στους ορισμούς των όρων βιοϋλικά, βιοσυμβατότητα, οι οποίοι είναι σχετικοί με όλους τους στοματικούς ιστούς. Η ικανότητα αυτών των υλικών να ικανοποιούν αυτές τις συνθήκες κατέχει πρωταρχική σημασία στη διαμόρφωση και χρήση βιοϋλικών. Από αυτή την άποψη, το περιβάλλον υποδοχής για οδοντικά βιοϋλικά είναι ιδιαίτερα περίπλοκο λόγω της παρουσίας βακτηριδίων και συντριμμάτων στην στοματική κοιλότητα και των διαβρωτικών ιδιοτήτων της σίελου και άλλων υγρών (Anusavice, 1996).

Οι πιθανές ανησυχίες του οδοντιάτρου για τη βιοσυμβατότητα μπορούν να οργανωθούν σε 4 περιοχές:

1) Ασφάλεια του ασθενούς: Μια από τις βασικές ανησυχίες οποιουδήποτε οδοντιάτρου είναι να αποφευχθεί η βλάβη στον ασθενή. Τα αποδεικτικά στοιχεία έχουν δείξει ότι, παρόλο που οι ανεπιθύμητες αντιδράσεις στα οδοντικά υλικά δεν είναι συνηθισμένες, μπορούν να συμβούν για πολλούς τύπους υλικών, συμπεριλαμβανομένων κραμάτων, ρητινών και τσιμέντων (Mattoo et al., 2012).

2) Ασφάλεια του οδοντιατρικού προσωπικού: Σε πολλές περιπτώσεις, ο κίνδυνος των ανεπιθύμητων ενεργειών των βιοϋλικών είναι πολύ υψηλότερος για τους εργαζόμενους σε οδοντιατρείο απ' ό,τι για τον ασθενή. Το προσωπικό μπορεί να εκτίθεται χρόνια σε υλικά όταν αυτά επεξεργάζονται ή τοποθετούνται (Di Silvio, 2009; Mattoo et al., 2012).

3) Θέματα κανονιστικής συμμόρφωσης: Τα ζητήματα βιοσυμβατότητας συνδέονται στενά με τους κανονισμούς που επηρεάζουν την οδοντιατρική πρακτική⁴ (Mattoo et al., 2012).

⁴ Παράδειγμα το οδοντικό αμάλαμα. Λόγω των βιολογικών ανησυχιών σχετικά με τον υδράργυρο, οι ρυθμιστικές αρχές έχουν εξετάσει την παρακολούθηση και τον περιορισμό της ποσότητας υδραργύρου στα λύματα για οδοντιατρική πρακτική.

4) Νομική Ευθύνη: Τα ζητήματα βιοσυμβατότητας επηρεάζουν επίσης θέματα ευθύνης που επηρεάζουν τους οδοντιάτρους. Επειδή τα οδοντικά υλικά μπορούν να επηρεάσουν την ευημερία των ασθενών και των βοηθών οδοντιάτρων, οι επαγγελματίες αναλαμβάνουν νομικό κίνδυνο όταν χρησιμοποιούν τα υλικά αυτά (Mattoo et al., 2012).

2.1 Δοκιμασίες για την Αξιολόγηση της Βιοσυμβατότητας

Ο σκοπός των δοκιμών βιοσυμβατότητας είναι η εξάλειψη κάθε δυνητικού προϊόντος ή συστατικού ενός προϊόντος που μπορεί να προκαλέσει βλάβη στους στοματικούς ή γναθικούς ιστούς. Οι δοκιμές βιοσυμβατότητας ταξινομούνται σε τρία επίπεδα (βαθμίδες), με τις ταχύτερες και οικονομικότερες να πραγματοποιούνται στο πρωτογενές επίπεδο. Ένα προϊόν με πολλά υποσχόμενα χαρακτηριστικά υπόκειται στις ακριβότερες δευτερογενείς δοκιμές και, τέλος, στις ακριβές προκλινικές δοκιμές (σε ζώα ή ανθρώπους). Ο αριθμός των δοκιμών και η χρήση των ζώων έχει μειωθεί σημαντικά τα τελευταία χρόνια (Anusavice, 1996).

ΕΠΙΠΕΔΟ I: Πρωταρχικές Δοκιμές

Οι πρωταρχικές δοκιμές συνίστανται σε κυτταροτοξικές αξιολογήσεις στις οποίες τα οδοντιατρικά υλικά σε φρέσκια ή σκληρυνθείσα κατάσταση τοποθετούνται απευθείας σε κύτταρα ιστοκαλλιέργειας ή σε μεμβράνες που επικαλύπτουν καλλιέργεια ιστών, που αντιδρούν στην επίδραση προϊόντων ή συστατικών, που διαρρέουν μέσω των φραγμών. Πολλά προϊόντα που κρίνονται αρχικά αρκετά κυτταροτοξικά μπορούν να τροποποιηθούν ή η χρήση τους μπορεί να ελεγχθεί από τον κατασκευαστή για την πρόληψη της κυτταροτοξικότητας (Anusavice, 1996).

Δοκιμή Γονιδιοτοξικότητας

Κύτταρα θηλαστικών ή μη θηλαστικών, βακτήρια, ζυμομύκητες ή μύκητες χρησιμοποιούνται για να προσδιοριστεί κατά πόσο γονιδιακές μεταλλάξεις, μεταβολές στη χρωμοσωμική δομή ή το δεοξυριβονουκλεϊνικό οξύ τους ή γενετικές μεταβολές προκαλούνται από τα υπόλοιπα υλικά, συσκευές και έκδοχα από υλικά (Anusavice, 1996).

ΕΠΙΠΕΔΟ II: Δευτερεύουσες Δοκιμές

Σε αυτό το επίπεδο το προϊόν αξιολογείται ως προς το δυναμικό του να δημιουργεί συστηματική τοξικότητα, τοξικότητα εισπνοής, ερεθισμό του δέρματος και ευαισθητοποίηση. Στις δοκιμές συστηματικής τοξικότητας όπως η δοκιμασία στοματικής διάμεσης θανατηφόρου δόσης, το δείγμα δοκιμής χορηγείται καθημερινά στους αρουραίους είτε με στοματική χορήγηση είτε με διαιτητική ένταξη. Εάν το 50% των ζώων επιβιώσει, το προϊόν έχει περάσει τη δοκιμή. Καταβάλλονται προσπάθειες για την ανάπτυξη άλλων δοκιμών συστηματικής τοξικότητας που απαιτούν πολύ λιγότερα ζώα (Anusavice, 1996).

Η δοκιμή δερματικής τοξικότητας είναι σημαντική λόγω του μεγάλου αριθμού χημικών ουσιών, όχι μόνο των οδοντιατρικών προϊόντων, που ερχόμαστε σε επαφή καθημερινά. Ένα πρωτογενές ερεθιστικό είναι ικανό να παράγει μια φλεγμονώδη απόκριση στους περισσότερους ευαίσθητους ανθρώπους μετά την πρώτη έκθεση. Μόλις εντοπιστεί ένα τοξικό υλικό, προϊόν ή συστατικό, μπορεί να αντικατασταθεί, να αραιωθεί, να εξουδετερωθεί και να χηλιωθεί για να μειωθεί ο κίνδυνος τοξικότητας. Επιπλέον, ο ερεθισμός και η ευαισθητοποίηση πρέπει να διαφοροποιούνται. Ο ερεθισμός ορίζεται ως μια φλεγμονή που προκαλείται χωρίς την παρέμβαση ενός αντισώματος ή ενός ανοσοποιητικού συστήματος, ενώ η ευαισθητοποίηση είναι μια φλεγμονώδης απόκριση, που απαιτεί τη συμμετοχή ενός συστήματος αντισώματος, ειδικά για το εν λόγω αλλεργιογόνο υλικό (Anusavice, 1996).

Δοκιμές Εμφύτευσης

Η χρήση in vivo τεχνικών εμφύτευσης λαμβάνει επίσης υπόψη τα φυσικά χαρακτηριστικά του προϊόντος, όπως είναι η μορφή, η πυκνότητα, η σκληρότητα και το φινίρισμα της επιφάνειας που μπορούν να επηρεάσουν τον χαρακτήρα της απόκρισης των ιστών (Anusavice, 1996).

ΕΠΙΠΕΔΟ III. Δοκιμές Προκλινικής Χρήσης

Ένα προϊόν μπορεί να εγκριθεί από τον αρμόδιο οργανισμό⁵ σε κάθε χώρα, εφόσον έχει επιτυχώς περάσει τις δοκιμασίες του Επιπέδου I και II, στη βάση του ότι το εν λόγω προϊόν δεν μπορεί να προκαλέσει βλάβες στον άνθρωπο. Επί παραδείγματι, αναφορικά με τα φάρμακα, ο FDA στις ΗΠΑ εξετάζει κυρίως ότι οι δοκιμές αποτελεσματικότητας και χρήσης

⁵ Στην Ελλάδα αρμόδιος για την έγκριση και κυκλοφορία φαρμάκων είναι ο ΕΟΦ (Εθνικός Οργανισμός Φαρμάκων), σε ευρωπαϊκό επίπεδο υπάρχει ο EMA (Ευρωπαϊκός Οργανισμός Φαρμάκων), ενώ στις ΗΠΑ ο FDA (Food and Drug Administration).

διεξάγονται και ελέγχονται διεξοδικά. Ωστόσο, αναφορικά με τα φάρμακα, η κατασκευάστρια εταιρεία έχει στη διάθεση της 7 χρόνια να τεκμηριώσει την αποτελεσματικότητα του σκευάσματος, από την ημέρα της κυκλοφορίας του στην αγορά. Συνεπώς, ο οδοντίατρος κατά τη χρήση ενός σκευάσματος, δεν θα πρέπει να θεωρεί βέβαιες τις ιδιότητες που του αποδίδονται, αλλά είναι προτιμότερο να αναμένει να δοθεί η τελική έγκριση, που τεκμηριώνει έγκυρα την ασφάλεια και την αποτελεσματικότητα του (Anusavice, 1996).

Δοκιμές Χρήσης Πολφού ή Οδοντίνης

Μια μέθοδος δοκιμής που χρησιμοποιείται συχνά είναι η δοκιμή χρήσης πολφού/ οδοντίνης, που κυρίως αναπτύχθηκε και τυποποιήθηκε από τον Langeland και τους συνεργάτες του (Schmalz, 1997). Η δοκιμή αυτή είναι σχεδιασμένη να αξιολογεί τη βιοσυμβατότητα οδοντικών υλικών, που τοποθετούνται στην οδοντίνη πλησίον του πολφού. Μη τρωκτικά θηλαστικά (πρωτεύοντα θηλαστικά, σκυλιά, κουνάβια και μικροσκοπικοί χοίροι) επιλέγονται, εξασφαλίζοντας ότι η οδοντοστοιχία τους περιέχει νεά, άθικτα, μόνιμα δόντια (Anusavice, 1996). Το δοκιμαστικό υλικό τοποθετείται υπό καθορισμένες συνθήκες σε φρεσκοκομμένες κοιλότητες κατηγορίας V. Η αντίδραση του πολφού αξιολογείται ιστολογικά σε διαφορετικές χρονικές περιόδους μετά την τοποθέτηση. Το πάχος της υπόλοιπης στιβάδας οδοντίνης παίζει καθοριστικό ρόλο στη μείωση των επιδράσεων, που σχετίζονται με το υλικό. Σε αυτές τις δοκιμές μπορεί επίσης να αξιολογηθεί η επίδραση μιας βακτηριακής στιβάδας μεταξύ του υλικού δοκιμής και της επιφάνειας της κοιλότητας. Αυτό αποδεικνύει ότι αυτή η δοκιμή είναι μια πραγματική δοκιμή χρήσης, προσομοιάζοντας σε μεγάλο βαθμό την κατάσταση του ασθενούς (Schmalz, 1997).

Δοκιμές Χρήσης με Κάλυψη Πολφού ή Πολφοτομή

Οι δοκιμαστικές αυτές διεργασίες είναι παρόμοιες με τις παραπάνω, με τη μόνη διαφορά ότι ο πολφός είναι απλά εκτεθειμένος για την αξιολόγηση της κάλυψης πολφού και αφαιρείται μερικώς για την αξιολόγηση της πολφοτομής. Ένα προϊόν υδροξειδίου του ασβεστίου χρησιμοποιείται ως αρνητικός έλεγχος. Παρατηρούνται οι σχηματισμοί γέφυρας οδοντίνης, που είναι παρακείμενοι ή υποκείμενοι στο εφαρμοζόμενο υλικό κάλυψης. Προτιμάται να βρεθεί μια γέφυρα απευθείας πάνω στο υλικό κάλυψης, προκειμένου να διασφαλιστεί η ελάχιστη καταστροφή του πολφικού ιστού, κατά το χρόνο εφαρμογής του παράγοντα κάλυψης του πολφού (Anusavice, 1996).

Δοκιμή Ενδοδοντικής Χρήσης

Για τη δοκιμή αυτή χρησιμοποιούνται οι ίδιοι τύποι ζώων, αλλά ο πολφός αφαιρείται εντελώς ή σχεδόν εντελώς από τον πολφικό θάλαμο και τους διάυλους της ρίζας και αντικαθίσταται από το υλικό της δοκιμής και το υλικό ελέγχου. Τα δόντια απομακρύνονται μαζί με τους περιβάλλοντες κορυφαίους περιοδοντικούς ιστούς σε ένα ενιαίο μπλοκ. Για ένα βιοσυμβατό υλικό, θα πρέπει να παρατηρείται ελάχιστη ή καθόλου απόκριση και ο μικρότερος χρόνος επίλυσης αν ανιχνευθεί μια απόκριση. Αυτός ο χρόνος επηρεάζεται από την αντίσταση του υλικού σε αποικοδόμηση ή διάλυση. Όταν λαμβάνει χώρα η τελευταία, τα υγρά του ιστού ακινητοποιούνται στις πορώδεις περιοχές του υλικού εμφύτευσης και μπορεί να συμβάλλουν στην ανάπτυξη μικροοργανισμών, επαναλαμβανόμενης μόλυνσης και κλινικής αστοχίας (Anusavice, 1996).

2.2 Αλλεργικές Αντιδράσεις σε Οδοντιατρικά Υλικά

2.2.1 Αλλεργική δερματίτιδα εξ επαφής

Είναι η συχνότερη επαγγελματική ασθένεια. Η περίοδος επώασης είναι 2 μέρες έως αρκετά χρόνια. Η δερματίτιδα εμφανίζεται όταν η επιφάνεια του σώματος έρχεται σε άμεση επαφή με το αλλεργιογόνο. Μια αλλεργική δερματίτιδα επαφής που σχετίζεται με τα μονομερή των συνδετικών παραγόντων, συχνά περιλαμβάνει τα απομακρυσμένα τμήματα των δακτύλων και τις παλαμικές πτυχές των άκρων των δακτύλων (Mattoo et al., 2012). Μια κατάσταση δέρματος που συγγέεται συχνά με την αλλεργική δερματίτιδα εξ επαφής, είναι η πρωτογενής ερεθιστική δερματίτιδα, η οποία προκαλείται από απλή χημική προσβολή στο δέρμα. Μια προηγούμενη ευαισθητοποιητική έκθεση δεν είναι απαραίτητη. Η πρωτογενής ερεθιστική δερματίτιδα είναι δόσοεξαρτώμενη, ενώ οι αλλεργικές αντιδράσεις είναι σχεδόν ανεξάρτητες από τη δόση (Anusavice, 1996).

2.2.2 Αλλεργία σε προϊόντα λατέξ

Η υπερευαισθησία στα προϊόντα που περιέχουν λατέξ μπορεί να αποτελεί πραγματική αλλεργία από λατέξ ή αντίδραση σε επιταχυντές και αντιοξειδωτικά που χρησιμοποιούνται στην επεξεργασία του λατέξ. Η αιτία των αλλεργικών αντιδράσεων είναι το Thiuram, ένα χημικό που χρησιμοποιείται στην κατασκευή αντικειμένων από λατέξ και που αποτελεί

συστατικό πολυαιθέρα των γαντιών από λατέξ, που χρησιμοποιούνται από οδοντίατρους (Mattoo et al., 2012).

Οι αντιδράσεις ποικίλλουν από απλούς τύπους, όπως τοπικά εξανθήματα και πρήξιμο σε πιο σοβαρούς τύπους, όπως συριγμό και αναφυλαξία. Οι Rankin et al, 1993 δήλωσαν ότι η δερματίτιδα των χεριών είναι η πιο συχνή ανεπιθύμητη αντίδραση. Το 1984, οι Blinkhorn και Leggate περιέγραψαν γενικευμένο αγγειονευρωτικό οίδημα, πόνο στο στήθος και εξάνθημα στο λαιμό και το στήθος ενός αγοριού ηλικίας 15 ετών ως αντίδραση σε οδοντιατρικό φράγμα από καουτσούκ. Για να αποφευχθούν αυτές οι αλλεργικές αντιδράσεις εισήχθησαν γάντια από μη λατέξ, η σύνθεσή των οποίων περιλαμβάνει το ελαστρενίου (μπλοκ συμπολυμερές), το νεολόνιο, το τακτύλιο, και το Qualitoch (άμυλο καλαμποκιού) (Mattoo et al., 2012).

2.2.3 Υδράργυρος

Για πολλά χρόνια υπήρχε η διαμάχη περί βιοσυμβατότητας των αποκαταστάσεων αμαλγάματος εξαιτίας της παρουσίας στοιχειακού υδραργύρου. Μια άλλη μορφή που έχει τραβήξει προσοχή είναι ο μεθυλικός υδράργυρος, που περιέχεται στα ωκεάνια ψάρια. Ο μεθυλικός υδράργυρος γενικά σχηματίζεται από τη βιολογική δράση του στοιχειακού υδραργύρου. Η παραφιλολογία περί βιοσυμβατότητας των αποκαταστάσεων αμαλγάματος οφείλονταν κυρίως στην ελλιπή γνώση των συμπτωμάτων της δηλητηρίασης από υδράργυρο (Anusavice, 1996).

Το 1968, ο Soremark και οι συνεργάτες του έδειξαν ότι ο ραδιενεργός υδράργυρος φτάνει στον πολφό μετά από 6 ημέρες, αν δεν χρησιμοποιηθεί κάποια επένδυση στην κοιλότητα. Επίσης δήλωσαν ότι «ο ρυθμός διάχυσης στο σμάλτο και την οδοντίνη συνδέεται αντιστρόφως με το βαθμό ανοργανοποίησης». Οι Kurossaki και Fusayama (1975) έδειξαν ότι ο υδράργυρος από τις αποκαταστάσεις αμαλγάματος σε ανθρώπους και σκύλους δεν έφθασε στον πολφό. Στην πραγματικότητα, δεν διείσδυσε την οδοντίνη που αφαιρέθηκε σκόπιμα. Οι Mortazavi et al. (2000) δήλωσαν ότι η μεγαλύτερη ποσότητα υδραργύρου απελευθερώνεται κατά τη διάρκεια ξηρής στίλβωσης μιας αποκατάστασης αμαλγάματος (44 μικρογραμμάρια) (Mattoo et al., 2012).

2.2.3 Αλλεργία στο νικέλιο

Περίπου το 10% του γυναικείου πληθυσμού είναι αλλεργικό στο νικέλιο, έναντι του 1% μόλις του ανδρικού. Αυτή η ανισότητα οφείλεται στη μακράν μεγαλύτερη έκθεση των γυναικών στο νικέλιο μέσω κοσμημάτων, ενδυμάτων κτλ. Ωστόσο, μόνο το 30% των ασθενών με εγνωσμένη αλλεργία στο νικέλιο θα παρουσιάσουν κάποια αντίδραση σε ένα ενδοστοματικό οδοντικό κράμα νικελίου-χρωμίου. Συνεπώς, ο κίνδυνος εμφάνισης αλλεργίας στο νικέλιο είναι μικρός, ενώ οι φόβοι συσχέτισης του με καρκίνο είναι αβάσιμοι (Anusavice, 1996).

2.2.4 Τοξικότητα και αλλεργιογένεση του βηρυλλίου

Αν και η συγκέντρωση βηρυλλίου σε οδοντικά κράματα σπανίως υπερβαίνει το 2% κατά βάρος, η ποσότητα ατμού βηρυλλίου που απελευθερώνεται στο χώρο αναπνοής κατά τη διάρκεια τήξης των κραμάτων Ni-Cr-Be μπορεί να είναι σημαντική για μια παρατεταμένη περίοδο. Ο κίνδυνος έκθεσης στον ατμό βηρυλλίου είναι μεγαλύτερος για τους οδοντοτεχνίτες κατά τη διάρκεια της τήξης του κράματος, ιδίως ελλείψει επαρκούς συστήματος εξαερισμού. Η έκθεση σε βηρύλλιο μπορεί να οδηγήσει σε οξείες και χρόνιες μορφές της ασθένειας βηρυλίωση. Τα συμπτώματα κυμαίνονται από βήχα, πόνο στο στήθος, γενική αδυναμία έως και πνευμονική δυσλειτουργία (Mattoo et al., 2012).

2.3 Αποκρίσεις πολφού σε ειδικούς παράγοντες και τεχνικές

2.3.1 Χημικώς στερεοποιημένα σύνθετα ρητίνης

Η προσθήκη ορυκτών υλικών πλήρωσης στα άμεσα χημικώς σκληρυνθέντα σύνθετα ρητίνης στη δεκαετία του 1960 και του 1970 δεν μείωσε το ενδεχόμενο να προκαλούν σοβαρές αποκρίσεις στον πολφό. Αν δεν επενδυθούν σωστά, προκαλούν χρόνια πνευρίτιδα που επιμένει για αόριστο χρόνο. Το επίπεδο της απόκρισης του πολφού σε σύνθετες αποκαταστάσεις ρητίνης εντείνεται ιδιαίτερα στις βαθιές κοιλότητες, όταν η ατελής σκλήρυνση της ρητίνης επιτρέπει να φτάσει στον πολφό υψηλότερη συγκέντρωση υπολειμματικού μη πολυμερισμένου μονομερούς (Anusavice, 1996).

2.3.2 Τσιμέντο φωσφορικού ψευδαργύρου

Όταν χρησιμοποιείται ως βάση, δεν είναι μια ιδιαίτερα τοξική ουσία. Ωστόσο, αν ένα λεπτό μείγμα τσιμέντο φωσφορικού ψευδαργύρου χρησιμοποιείται για να σταθεροποιηθεί μια κορώνα ή ένθετο, συμβαίνει μια εντυπωσιακά διαφορετική απόκριση. Όταν ο ασθενής δαγκώνει μια ειδική λεπίδα για να σταθεροποιηθεί η αποκατάσταση στη σωστή θέση, το φωσφορικό οξύ μέσα στο μίγμα τσιμέντου φωσφορικού ψευδαργύρου αναγκάζεται να εισέλθει στους οδοντικούς σωλήνες σε μια τέτοια ποσότητα που μετά από 3 ή 4 ημέρες δημιουργεί μια ευρέως εκτεταμένη τρισδιάστατη αλλοίωση που περιλαμβάνει όλο τον ιστό του στεφανιαίου πολφού. Οι Schmalz et al. τεκμηρίωσαν ότι η τοξικότητα των τσιμέντων φωσφορικού ψευδαργύρου σε καλλιέργειες ινοβλαστών ποντικού και καλλιιεργειών κυττάρων PDL εξαρτάται από το χρόνο πήξης (Anusavice, 1996; Mattoo et al., 2012).

2.3.3 Ιονομερές τσιμέντο γυαλιού

Όταν εισήχθησαν για πρώτη φορά, οι αποκρίσεις πολφού ταξινομήθηκαν ως ήπιες, μέτριες και λιγότερο ερεθιστικές από ό, τι άλλα τσιμέντα. Η ηπιότητα του ιονομερούς τσιμέντου γυαλιού αποδόθηκε στην απουσία ισχυρών οξέων και τοξικών μονομερών. Το πολυακρυλικό οξύ και το σχετικό πολυοξύ είναι πολύ ασθενέστερο από το φωσφορικό οξύ, καθώς τα πολυμερή έχουν υψηλότερα μοριακά βάρη, που μπορούν να περιορίσουν τη διάχυσή τους μέσω των οδοντικών σωληναρίων στον πολφό. Οι Pamerjir και Stanley (1984) επέτρεψαν σε ένα άνδρo ιονομερές τσιμέντο γυαλιού να στερεοποιηθεί υπό συνεχή πίεση και παρατήρησαν ότι όταν το πάχος της αποκαταστατικής οδοντίνης ήταν 0,5 mm ή λιγότερο έκαναν την εμφάνιση τους αποστήματα πολφού και έντονη (σοβαρή) αιμορραγία. Ως εκ τούτου, συνιστάται να χρησιμοποιείται μια μικρή επάλειψη υδροξειδίου του ασβεστίου σε περιοχές εκτεταμένης προετοιμασίας στεφάνης και ιδιαίτερα όταν βρίσκεται σε απόσταση 1 mm από τον πολφό πριν από τη διαδικασία κονιοποίησης (Mattoo et al., 2012).

2.3.4 Σύνθετα τσιμέντα με βάση ρητίνη (Διπλή σκλήρυνση)

Αυτά ενδείκνυνται για όλες τις κεραμικές κορώνες, τις κεραμομεταλλικές κορώνες, τις κεραμικές όψεις και τις επενδύσεις από πορσελάνη. Το 1992, ο Stanley συνέκρινε τις αποκρίσεις του πολφού σε παράγοντες διπλής σκλήρυνσης που βασίζονται στη ρητίνη. Παρατήρησε ότι μόνο όταν το τσιμέντο ρητίνης διπλής ωρίμανσης δεν έλαβε καθόλου ορατό

φως, τα επίπεδα μέσου όρου απόκρισης του πολφού υπερέβησαν το αποδεκτό επίπεδο βιοσυμβατότητας (Anusavice, 1996; Mattoo et al., 2012).

2.3.5 Παράγοντες Χάραξης

Οι διαδικασίες χάραξης χρησιμοποιούνται τόσο σε σύνθετα συστήματα ρητίνης όσο και σε ιονομερές τσιμέντο γυαλιού. Ο Brannstrom (1980) έδειξε ότι η χάραξη της οδοντίνης και η αφαίρεση της μονάδας επιφανείας επιτρέπει την είσοδο βακτηριδίων και την προς τα έξω ροή του οδοντικού υγρού και συμβάλλει ενδεχομένως στον σχηματισμό ενός βιοφίλμ που παρεμβαίνει στην προσκόλληση. Οι τεχνικές επεξεργασίας που σχετίζονται με ασθενέστερα οξέα, βραχύτερες περιόδους εφαρμογής και την εξάλειψη των διαδικασιών υποστήριξης και καθαρισμού παράγουν ελάχιστη απόκριση πολφού (Anusavice, 1996; Mattoo et al., 2012).

2.3.6 Συγκολλητικοί παράγοντες

Μια ποικιλία μέσων συγκόλλησης οδοντίνης έχει αναπτυχθεί και εφαρμόζεται για την κοπή της οδοντίνης κατά την αποκατάσταση των δοντιών. Πολλά από αυτά τα αντιδραστήρια είναι κυτταροτοξικά για τα κύτταρα *in vitro* αν ελεγχθούν μόνα τους. Ωστόσο, όταν τοποθετούνται στην οδοντίνη και ξεπλένονται με νερό της βρύσης μεταξύ των εφαρμογών των επόμενων αντιδραστηρίων, η κυτταροτοξικότητα τους μειώνεται. Μακροπρόθεσμες *in vitro* μελέτες υποδεικνύουν ωστόσο ότι επαρκή συστατικά πολλών συνδετικών παραγόντων διαπερνούν έως 0,5 mm οδοντίνης για να προκαλέσουν σημαντική καταστολή του κυτταρικού μεταβολισμού για μέχρι 4 εβδομάδες μετά την εφαρμογή τους. Ο μεθακρυλικός υδροξυαιθυλεστέρας (HEMA) είναι τουλάχιστον 100 φορές λιγότερο κυτταροτοξικός σε ιστοκαλλιέργεια από ότι το Bis - GMA. Οι Douglas et al. (1999) δήλωσαν ότι κύρια συστατικά του DBA όπως τα Bis-GMA, UDMA καταστέλλουν τα μιτοχονδριακά ένζυμα όπως η ηλεκτρική δεϋδρογονάση που δείχνει ότι σε επαρκείς συγκεντρώσεις αυτά τα συστατικά μεταβάλλουν τη λειτουργία των μακροφάγων (Anusavice, 1996; Mattoo et al., 2012).

2.3.7 Επίδραση ηλικίας ασθενούς στην απόκριση του πολφού

Οι γηραιότεροι ασθενείς διαθέτουν πολύ λιγότερο πολφικό ιστό σε σχέση με τους νεότερους. Δεδομένου ότι τα μόνιμα δόντια υπομένουν τα αποτελέσματα της απόσπασης, της διάβρωσης, της τερηδόνας και των διαδικασιών αποκατάστασης καθ' όλη τη διάρκεια ζωής

του ξενιστή, ο πολφός μειώνεται σε μέγεθος λόγω της εναπόθεσης πρωτογενούς, δευτερογενούς και επανορθωτικής οδοντίνης, του σχηματισμού ουλώδους ιστού, της συνεχούς αύξησης του μεγέθους των πετρών πολφού και των δυστροφικών ασβεστοποιήσεων. Είναι επιθυμητή η αποφυγή οποιασδήποτε τεχνικής που μπορεί να οδηγήσει στην υπερπαραγωγή της αποκαταστατικής οδοντίνης και στην υπερβολική μείωση του μεγέθους του πολφού. Στην ηλικία των 55 ετών, ο πολφικός ιστός είναι περίπου το ένα πέμπτο αυτού στην ηλικία των 25 ετών και περιέχει μόνο το ένα πέμπτο της προηγούμενης παροχής αίματος. Η καλή πρόγνωση για την ανάλυση και την επούλωση των μελλοντικών αλλοιώσεων του πολφού αυξάνεται με τον όγκο του πολφικού ιστού και την παροχή αίματος. Επομένως, εάν αναπτύσσεται μια αντίδραση φλεγμονής στον πολφό ενός γηράσκοντος ασθενούς, αυτός ο πολφός έχει πολύ μικρότερη αντοχή στην επίλυση μιας βλάβης και στον περιορισμό της λοίμωξης. Οι κλινικοί ιατροί πρέπει να καταβάλουν κάθε δυνατή προσπάθεια για να ελαχιστοποιήσουν την ανάπτυξη αντιδράσεων πολφού και επίσης να θεραπεύσουν ένα δόντι με τέτοιο τρόπο ώστε να επιλύσουν εδραιωμένες εστίες για χρόνια πνευρίτιδα (Anusavice, 1996).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3.

Πολυμερή Υλικά

Τα πολυμερή αποτελούν το θεμέλιο της σύγχρονης αποκαταστατικής οδοντιατρικής. Η πλειοψηφία των οδοντιατρικών διαδικασιών που χρησιμοποιούνται σήμερα στην κλινική οδοντιατρική εξαρτάται από τη στενή αλληλεπίδραση των πολυμερών υλικών με τους οδοντικούς ιστούς. Στην πραγματικότητα, η ίδια η οδοντική μήτρα αποτελείται κατά κύριο λόγο από φυσικά πολυμερή, όπως τα ινίδια κολλαγόνου, που αποτελούν τη οργανική μήτρα της οδοντίνης, του τσιμέντου και των οστών. Όπως κάθε βιολογικός ιστός, το σύμπλεγμα δοντιών αποτελείται ουσιαστικά από πολύπλοκο συνδυασμό βιοπολυμερών. Αυτές οι δομές - οι οποίες περιλαμβάνουν σμάλτο, οδοντίνη, πολφό, τσιμέντο, περιοδοντικό σύνδεσμο και κυψελιδικό οστό - παρουσιάζουν ένα ευρύ φάσμα βιοπολυμερικών δομικών στοιχείων, με την έννοια ότι αποτελούνται από πρωτεΐνες με επαναλαμβανόμενες μονομερείς μονάδες, που έχουν τον άνθρακα ως δομική ραχοκοκαλιά, σχηματίζοντας καλά καθορισμένες οργανικές μήτρες (Thomé et al., 2015).

Δεδομένου ότι τα δομικά στοιχεία του δοντιού αποτελούνται ουσιαστικά από πολυμερή συστατικά, δεν αποτελεί έκπληξη το γεγονός ότι η πρόοδος της οδοντιατρικής και των οδοντικών βιοϋλικών θα επιδιώξει να προσεγγίσει την πολυμερική σύνθεση του φυσικού δοντιού. Είναι ενδιαφέρον, ωστόσο, ότι μέχρι τα μέσα του 1900 τα πολυμερή υλικά αναδύθηκαν ως εναλλακτικό υλικό για οδοντιατρικές εφαρμογές (Thomé et al., 2015).

Οι απαρχές των οδοντιατρικών επιστημών χρονολογούνται περίπου στο 500 π.Χ., εφόσον αναφορές υποδεικνύουν ότι ο Ιπποκράτης και ο Αριστοτέλης μελετούσαν τεχνικές οδοντικής εξαγωγής και μεθόδους σταθεροποίησης χαλαρών οδόντων με τη χρήση μεταλλικών συρμάτων. Από την περιγραφή αυτών των διαδικασιών από τις παλαιότερες κοινωνίες, προκύπτει ότι τα μέταλλα αποτέλεσαν τη βάση για την πλειοψηφία των οδοντικών θεραπειών. Έτσι, μπορεί να υποστηριχθεί ότι, για μεγάλο χρονικό διάστημα, τα μέταλλα αποτέλεσαν τη βάση για την κλινική οδοντιατρική. Η ικανότητα των πολυμερών να παρέχουν εξαιρετική αισθητική ποιότητα, εύκολο χειρισμό, εύρυθμες φυσικές ιδιότητες - μεταξύ άλλων πλεονεκτημάτων-, επέτρεψε αναμφισβήτητα τη μεγαλύτερη κινητήριο δύναμη

στις οδοντιατρικές επιστήμες. Το 1949, ο Hagger ανέπτυξε τον πρώτο τύπο πολυμερούς συστήματος αποκατάστασης σε μια προσπάθεια να συνδέσει την ακρυλική ρητίνη με την οδοντίνη. Αυτό, σε συνδυασμό με ένα ευρύ φάσμα μελετών για τα οδοντικά πολυμερή⁶, οδήγησε στη μεγαλύτερη μετατόπιση στην ανάπτυξη οδοντικών υλικών και εφαρμογών μέχρι σήμερα. Από τότε που αποδείχθηκε ότι τα πολυμερή οδοντικά υλικά είχαν επαρκή βιοσυμβατότητα για άμεσες αποκαταστάσεις, η εστίαση της ανάπτυξης και έρευνας των οδοντικών υλικών, μετατοπίστηκε από τα μέταλλα στα πολυμερή, μια τάση που παρέμεινε ουσιαστικά ανέπαφη από τα μέσα της δεκαετίας του 1900 (Thomé et al., 2015).

3.1 Ρητίνες

Οι συνθετικές ρητίνες καλούνται συχνά πλαστικά. Ένα πλαστικό υλικό είναι μια ουσία η οποία, παρόλο που είναι διαστασιακά σταθερή σε κανονική χρήση, υπήρξε πλαστική σε κάποιο στάδιο κατασκευής. Τα πλαστικά είναι συνήθως πολυμερή που είναι θερμοπλαστικά αν μαλακώνουν ξανά όταν θερμαίνονται και θερμοσκληρυνόμενα αν είναι ανθεκτικά στην αλλαγή μετά από περαιτέρω χρήση θερμότητας (Anusavice, 1996).

Οι συνθετικές ρητίνες αποτελούνται από πολύ μεγάλα μόρια. Η συγκεκριμένη μορφή και η μορφολογία του μορίου καθορίζουν εάν το πλαστικό είναι ίνα, σκληρή, άκαμπτη ρητίνη ή προϊόν που προσομοιάζει το καουτσούκ. Τα πλαστικά έχουν τεράστιο αντίκτυπο στην οδοντιατρική, δεδομένου ότι χρησιμοποιούνται τώρα ως στεγανωτικά (προφυλακτικό υλικό που χρησιμοποιείται για τη σφράγιση των σχισμών κατά της εισόδου καρκινογόνων βακτηριδίων), υλικά συγκόλλησης, υλικά αποκατάστασης, υλικά επικάλυψης, υλικά οδοντοστοιχιών και αποτυπωτικά υλικά (Anusavice, 1996).

Η δημοτικότητα των πλαστικών σχετίζεται με την ικανότητά τους να διαμορφώνονται σε περίπλοκα σχήματα, συχνά με εφαρμογή θερμότητας και πίεσης. Με βάση τη θερμική συμπεριφορά τους μπορούν να ταξινομηθούν σε θερμοπλαστικές και θερμοσκληρυνόμενες ρητίνες. Οι θερμοπλαστικές ρητίνες, όπως τα διάφορα αποτυπωτικά μίγματα και ακρυλικά, μαλακώνουν όταν θερμαίνονται πάνω από τη θερμοκρασία υαλώδους μετάπτωσης τους. Μπορούν να διαμορφωθούν και, κατά την ψύξη, να σκληρυνθούν σε αυτή τη μορφή. Ωστόσο, κατά την επαναθέρμανση μαλακώνουν και πάλι και μπορούν να ανασχηματιστούν - εάν απαιτείται- πριν την σκλήρυνση καθώς αυξάνεται η θερμοκρασία. Αυτός ο κύκλος

⁶ Ιδιαίτερα οι μελέτες που δημοσιεύτηκαν από τους Buonocore et al. το 1955.

μπορεί να διεξαχθεί επανειλημμένα. Οι θερμοπλαστικές ρητίνες είναι εύτηκτες και είναι συνήθως διαλυτές σε οργανικούς διαλύτες. Τα περισσότερα πλαστικά που χρησιμοποιούνται στην οδοντιατρική ανήκουν στη θερμοπλαστική ομάδα (Anusavice, 1996).

Οι θερμοσκληρυνόμενες ρητίνες καθίστανται μόνιμα σκληρές όταν θερμαίνονται πάνω από μια κρίσιμη θερμοκρασία και δεν μαλακώνουν κατά την επαναθέρμανση. Οι θερμοσκληρυνόμενες ρητίνες είναι γενικά αδιάλυτες και εγχύσιμες. Τα θερμοσκληρυνόμενα πλαστικά γενικά έχουν ανώτερη αντοχή στην τριβή και διαστασιακή σταθερότητα, σε σύγκριση με εκείνη των θερμοπλαστικών ρητινών, οι οποίες έχουν καλύτερες ιδιότητες κάμψης και κρούσης (Anusavice, 1996).

Ο οδοντίατρος χρησιμοποιεί θερμοπλαστικές ρητίνες κυρίως για να αποκαταστήσει και να αντικαταστήσει τα δόντια που λείπουν, καθώς και τη δομή των δοντιών. Αυτές οι ρητίνες μπορούν να συγκολληθούν με άλλες ενώσεις απευθείας στην οδοντική δομή ή σε άλλα υλικά αποκατάστασης. Εάν λείπουν όλα τα δόντια, μπορεί να γίνει μια βάση οδοντοστοιχίας με προσαρτημένα δόντια για να αποκατασταθεί η ικανότητα της μάσησης.

Τα περισσότερα συστήματα ρητινών που χρησιμοποιούνται στην οδοντιατρική βασίζονται σε μεθακρυλικά άλατα, ιδιαίτερα το μεθακρυλικό μεθύλιο. Ωστόσο, επειδή ο κλάδος είναι δυναμικός και νέοι τύποι των ρητινών αναπτύσσονται σε τακτική βάση, οι γνώσεις του οδοντίατρου πρέπει να περιλαμβάνουν βασικές έννοιες της χημείας της ρητίνης, ώστε να μπορούν να αξιολογούνται κριτικά οι νέες εξελίξεις (Anusavice, 1996).

3.1.1 Πολυμερισμός

Ένα πολυμερές είναι ένα μόριο που αποτελείται από πολλές μονάδες. Το олиγομερές είναι ένα σύντομο πολυμερές που αποτελείται από δύο, τρεις ή τέσσερις μονάδες μέτρησης. Ένα μερές είναι η απλούστερη επαναλαμβανόμενη χημική μονάδα, από την οποία αποτελείται το πολυμερές, και είναι συχνά η βάση για την ονομασία του υλικού. Έτσι, το πολυστυρόλιο είναι ένα πολυμερές που αποτελείται από μονάδες στυρενίου (O'Brien, 2002).

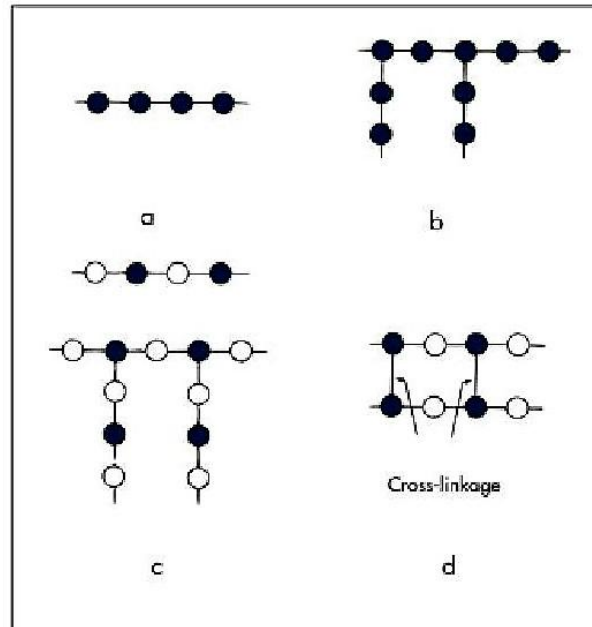
Τα μονομερή είναι τα μόρια που ενώνονται για να σχηματίσουν ένα πολυμερές, και η διαδικασία με την οποία συμβαίνει αυτό ονομάζεται πολυμερισμός. Εάν ενωθούν μονομερή δύο ή περισσότερων διαφορετικών τύπων, σχηματίζονται συμπολυμερή. Τα συμπολυμερή μπορεί να είναι είτε τυχαία (τα μερή δεν εμφανίζονται με συγκεκριμένη σειρά) είτε μπλοκ (μεγάλοι αριθμοί ενός τύπου μερούς εμφανίζονται διατεταγμένοι διαδοχικά). Τα άτομα κατά

μήκος του οποιουδήποτε πολυμερούς συνδέονται μέσω ισχυρών πρωτογενών ομοιοπολικών δεσμών (O'Brien, 2002).

Ο βαθμός πολυμερισμού ορίζεται ως ο συνολικός αριθμός των μερών σε ένα πολυμερές μόριο. Το μοριακό βάρος ενός πολυμερούς μορίου είναι το άθροισμα των μοριακών βαρών των μερών από τα οποία κατασκευάζεται. Συνηθισμένα πολυμερή μόρια μπορεί να αποτελούνται από χιλιάδες έως εκατομμύρια μετρήσεις. Συχνά, υπάρχει κατανομή μοριακών μεγεθών σε ένα υλικό και το αναφερόμενο μοριακό βάρος είναι το μέσο μοριακό βάρος. Η συγκεκριμένη κατανομή είναι το αποτέλεσμα συνθηκών που υπάρχουν κατά τη διάρκεια του πολυμερισμού. Οι μεταβολές των συνθηκών έχουν έντονη επίδραση στις ιδιότητες του τελικού υλικού (O'Brien, 2002).

Χωρική δομή

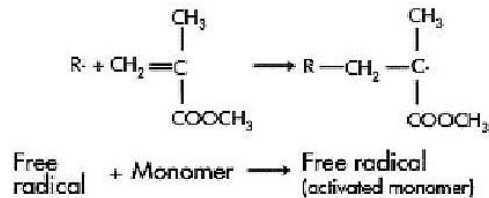
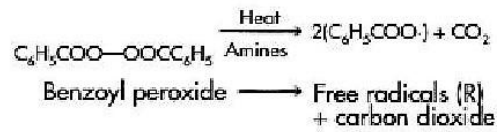
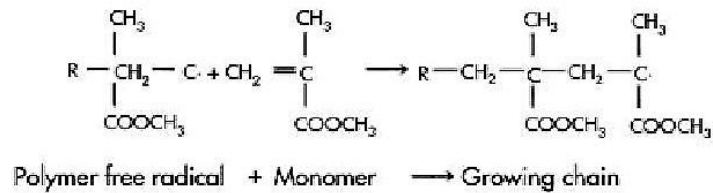
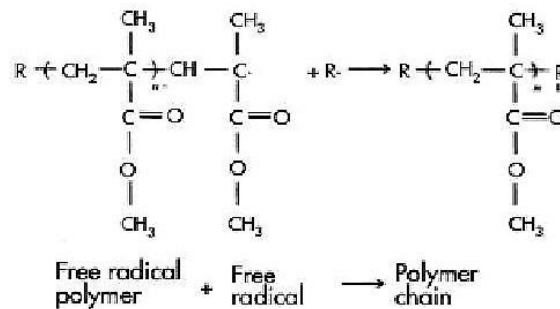
Υπάρχουν τρεις βασικές χωρικές δομές πολυμερών: γραμμικές, διακλαδισμένες και διασταυρωμένες (Σχήμα 9). Τα γραμμικά και διακλαδισμένα μόρια είναι διακριτά αλλά συνδέονται μεταξύ τους μέσω αδύναμων, φυσικών δεσμών. Με τη θέρμανση, οι αδύναμοι δεσμοί θραύονται και η ικανότητα των αλυσίδων να γλιστρήσουν η μία πέρα από την άλλη, οδηγεί σε ένα μαλακωμένο υλικό. Με την ψύξη πραγματοποιείται η αναμόρφωση των δεσμών και η σκλήρυνση. Τα υλικά που μπορούν να υποβληθούν σε αυτή τη διαδικασία ονομάζονται θερμοπλαστικά. Παραδείγματα περιλαμβάνουν πολυστυρένιο, ακρυλικά πολυβινυλίου και πολυ (μεθακρυλικό μεθύλιο) (PMMA) (O'Brien, 2002).



Σχήμα 9. Αλυσίδες Πολυμερών (O'Brien, 2002)

Οι περισσότερες αντιδράσεις πολυμερισμού είναι δύο τύπων: πολυμερισμός προσθήκης, στον οποίο δεν σχηματίζεται παραπροϊόν και πολυμερισμός συμπύκνωσης, όπου σχηματίζεται παραπροϊόν χαμηλού μοριακού βάρους όπως νερό ή αλκοόλη. Τα υλικά που ρυθμίζονται με πολυμερισμό προσθήκης περιλαμβάνουν πολυ-μεθακρυλικό μεθύλιο, που χρησιμοποιείται στην κατασκευή οδοντοστοιχιών, και bis-GMA, ένα κοινό συστατικό της μήτρας σύνθετων ρητινών. Τα υλικά που ρυθμίζονται από το μηχανισμό συμπύκνωσης περιλαμβάνουν καουτσούκ πολυσουλφιδίου και ορισμένα υλικά αποτύπωσης από καουτσούκ σιλκόνης (O'Brien, 2002).

Τα τρία στάδια στην αντίδραση πολυμερισμού προσθήκης ελεύθερης ρίζας περιγράφονται στις επόμενες υποενότητες. Μπορούν να επιταχυνθούν με θερμότητα, φως ή μικρές ποσότητες υπεροξειδίων.

1. Initiation**2. Propagation****3. Termination**

Σχήμα 10. Τρία στάδια πολυμερισμού προσθήκης μεθακρυλικού μεθυλεστέρα (O'Brien, 2002)

Έναρξη (Initiation)

Η φάση έναρξης περιλαμβάνει την παραγωγή ελεύθερων ριζών, οι οποίες θα ενθαρρύνουν την έναρξη μιας αλυσίδας πολυμερούς (Σχήμα 10). Τα μόρια ελεύθερης ρίζας έχουν χημικές ομάδες με μη επιμερισμένα ηλεκτρόνια. Στα χημικά ενεργοποιημένα συστήματα, οι ελεύθερες ρίζες γενικά παράγονται με την αντίδραση ενός οργανικού υπεροξειδίου και ενός επιταχυντή αμίνης. Στα συστήματα που ενεργοποιούνται με το φως, η διάσπαση της καμφορικίνης οδηγεί στην παραγωγή δύο μορίων με ένα μη επιμερισμένο ηλεκτρόνιο το καθένα. Όποια και αν είναι τα μέσα παραγωγής, οι ελεύθερες ρίζες επιτίθενται στους διπλούς δεσμούς των διαθέσιμων μορίων μονομερούς, με αποτέλεσμα την μετατόπιση των μη συμμετεχόντων ηλεκτρονίων στο άκρο του μονομερούς και το σχηματισμό ενεργοποιημένων μορίων μονομερούς (O'Brien, 2002).

Διάδοση/ Πολλαπλασιασμός (Propagation)

Τα ενεργοποιημένα μονομερή προσβάλλουν τους διπλούς δεσμούς πρόσθετων διαθέσιμων μονομερών, με αποτέλεσμα την ταχεία προσθήκη μορίων μονομερούς στην ελεύθερα ρίζα. Αυτό το δεύτερο στάδιο, η διάδοση, συνεχίζεται καθώς η αλυσίδα μεγαλώνει σε μήκος (O'Brien, 2002)

Λήξη (Termination)

Ο τερματισμός της αυξανόμενης ελεύθερης ρίζας μπορεί να συμβεί με διάφορους μηχανισμούς και μπορεί να οδηγήσει στο σχηματισμό κλάδων και σταυροειδών δεσμών.

Μικρές ποσότητες αναστολέων, όπως υδροκινόνη, μπορούν να προστεθούν στο μονομερές για να αυξηθεί η διάρκεια αποθήκευσης. Οι υδροκινόνες αντιδρούν με τις ελεύθερες ρίζες, μειώνοντας έτσι τον ρυθμό έναρξης (O'Brien, 2002).

3.1.2 Ακρυλικές Ρητίνες

Οι ακρυλικές ρητίνες δεν βρίσκονται στη φύση, αλλά είναι βιομηχανικά παρασκευασμένες και αποτελούν προϊόντα του ακρυλικού και μεθακρυλικού οξέος. Αποτελούν πολυμερείς ενώσεις του ακρυλικού οξέος ($\text{CH}_2=\text{CH}-\text{COOH}$), που προκύπτουν όταν αυτό εστεροποιείται είτε από την αιθυλική αλκόλη ($\text{CH}_3\text{CH}_2\text{OH}$) ή τη μεθυλική αλκόλη την (CH_3OH). Οι ευρέως χρησιμοποιούμενες ρητίνες είναι οι μεθακρυλικές, που επί της ουσίας είναι εστέρες του μεθακρυλικού οξέος. Το μεθακρυλικό προκύπτει είτε από τη μεθυλίωση του ακρυλικού οξέος, ήτοι την αντικατάσταση του ακρυλικού οξέος από ένα μεθύλιο CH_3 (Anusavice, 1996; Ardelean et al., 2015).

Οι θερμοπολυμεριζόμενες ακρυλικές ρητίνες χρησιμοποιήθηκαν για πρώτη φορά στην οδοντιατρική τεχνική το 1936, γεγονός που αποτελεί ένα μεγάλο βήμα προς τα εμπρός. Οι ακρυλικές ρητίνες είναι επίσης γνωστές ως πολυμεθυλομεθακρυλικό ή PMMA. Αυτά τα συνθετικά λαμβανόμενα υλικά μπορούν να μοντελοποιηθούν, να συσκευασθούν ή να ενεθούν σε καλούπια κατά τη διάρκεια της πλαστικής φάσης και να καταστούν στερεά μετά το χημικό πολυμερισμό. Οι θερμοπολυμεριζόμενες ακρυλικές ρητίνες έχουν πολλά μειονεκτήματα, όπως αυξημένη πόρωση, υψηλή κατακράτηση ύδατος, μεταβολές όγκου και ερεθιστικό αποτέλεσμα εξαιτίας του υπολειμματικού μονομερούς και δύσκολης επεξεργασίας. Λόγω των παραγόντων αυτών, από τη στιγμή που αναπτύχθηκαν τα

πολυμερή, κυκλοφόρησαν στην αγορά εναλλακτικά υλικά όπως πολυαμίδια (νάιλον), ρητίνες ακετάλης, εποξειδικές ρητίνες, πολυστυρένιο, πολυανθρακικές ρητίνες κλπ (Ardelean et al., 2015).

3.1.2.1 Μεθακρυλικό Μεθύλιο

Το πολυ (μεθακρυλικό μεθύλιο) από μόνο του δεν χρησιμοποιείται σε οδοντιατρική σε μεγάλο βαθμό στις διαδικασίες χύτευσης. Αντίθετα, το υγρό μονομερές (βλ. Σχήμα 11) αναμιγνύεται με το πολυμερές, το οποίο είναι σε κονιοποιημένη μορφή. Το μονομερές διαλύει εν μέρει το πολυμερές, ώστε να σχηματιστεί μια πλαστική ζύμη. Αυτή η ζύμη τοποθετείται στο εκμαγείο, και το μονομερές πολυμερίζεται. Συνεπώς, το μονομερές μεθακρυλικό μεθύλιο παρουσιάζει τεράστια σημασία στην οδοντιατρική.

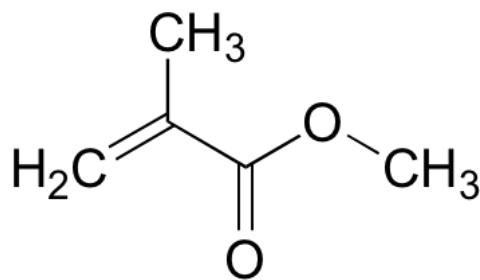
Το μεθακρυλικό μεθύλιο είναι ένα άχρωμο, διαφανές, υγρό σε θερμοκρασία δωματίου, με τις ακόλουθες φυσικές ιδιότητες:

Σημείο τήξης = -48°C

Σημείο ζέσεως = $100,8^{\circ}\text{C}$

Πυκνότητα = $0,945\text{ g / mL}$ στους 20°C

Θερμοκρασία πολυμερισμού = $12,9\text{ kcal / mol}$



methyl methacrylate

Σχήμα 11. Μεθακρυλικό μεθύλιο

Είναι σημαντικά πτητικό υγρό με υψηλή θερμότητα εξαερώσεως και είναι ένας εξαιρετος οργανικός διαλύτης. Αν και ο πολυμερισμός του μεθακρυλικού μεθυλίου μπορεί να ξεκινήσει με υπεριώδες φως, ορατό φως ή θερμότητα, στην οδοντιατρική συνήθως πολυμερίζεται με τη χρήση ενός χημικού εκκινητή. Οι συνθήκες πολυμερισμού του

μεθακρυλικού μεθυλίου δεν είναι κρίσιμες, υπό την προϋπόθεση ότι η αντίδραση δεν διεξάγεται πολύ γρήγορα. Ο βαθμός πολυμερισμού ποικίλλει ανάλογα με τις συνθήκες πολυμερισμού, όπως η θερμοκρασία, η μέθοδος ενεργοποίησης, ο τύπος του εκκινητή, η συγκέντρωση στον εκκινητή, η καθαρότητα των χημικών και παρόμοιους παράγοντες. Κατά τη διάρκεια του πολυμερισμού του καθαρού μονομερούς μεθακρυλικού μεθυλίου συμβαίνει συρρίκνωση όγκου 21% (Anusavice, 1996).

3.1.2.2 Πολυμεθακρυλικό Μεθύλιο(PMMA)

Ένα από τα σημαντικότερα μη τροποποιημένα ακρυλικά υλικά για οδοντικές εφαρμογές είναι το πολυμερές μεθακρυλικό μεθύλιο. Ανακαλύφθηκε και εμπορευματοποιήθηκε πριν από πολλά χρόνια και αποτελεί ένα από τα πιο ευρέως χρησιμοποιούμενα βιομηχανικά πολυμερή υλικά. Λόγω της καλής βιοσυμβατότητάς του, της αξιοπιστίας, της σταθερότητας των διαστάσεων, της απουσίας γεύσης, οσμής, ερεθισμού των ιστών και τοξικότητας, πρόσφυσης των δοντιών, της αδιαλυτότητας στα σωματικά υγρά, της σχετικής ευκολίας χειρισμού, της καλής αισθητικής εμφάνισης και της σταθερότητας του χρώματος (Spasojevic et al, 2015).

Το πολυμεθακρυλικό μεθύλιο αποτελεί μια σκόνη στέρεης μορφής, διαφανή, χωρίς οσμή και γεύση. Είναι αδιάλυτο στο νερό, αλλά δύναται να διαλυθεί εντός ορισμένων οργανικών διαλυτών όπως την ακετόνη, το χλωροφόρμιο, τη βενζίνη και τον τετραχλωράνθρακα. Η πυκνότητά του ανέρχεται σε $1,19 \text{ g/cm}^3$, ενώ η σκληρότητα του υπολογίζεται σε 18-20 βαθμούς κατά Knoop. Μαλακώνει και διαμορφώνεται σε θερμοπλαστικό υλικό στους 125°C , ενώ στους 400°C μεταπίπτει σε υγρή μορφή. Για το χρωματισμό του χρησιμοποιούνται ουσίες όπως οξείδιο του σιδήρου και οξείδιο του τιτανίου, ενώ ο χρωματισμός του παραμένει αναλλοίωτος για μεγάλο χρονικό διάστημα, χωρίς να υπόκειται σε αποχρωματισμό κατά την έκθεση σε υπεριώδη ακτινοβολία.

Όπως κάθε ακρυλική ρητίνη τείνει να προσροφά νερό, εντός υγρού περιβάλλοντος, με προσρόφηση. Αν παραμείνει για μία εβδομάδα σε νερό, μπορεί να προσροφήσει τόση ποσότητα, ώστε να αυξηθεί το βάρος του 0,5%. Η θερμοκρασία του νερού δεν επηρεάζει την προσρόφηση, αλλά το μοριακό βάρος του πολυμερούς την επηρεάζει σημαντικά. Όσο μικρότερο είναι το μοριακό βάρος του υλικού, τόσο μεγαλύτερη είναι η προσρόφηση της ακρυλικής ρητίνης (Anusavice, 1996).

Αν και τα υλικά βάσης οδοντοστοιχίας PMMA έχουν πολλές ιδιότητες, συχνά υποβάλλονται σε έντονη κριτική λόγω των εγγενών μειονεκτημάτων τους, όπως η τοξικότητα του υπολειπόμενου μονομερούς και η επίδρασή της στους στοματικούς ιστούς, καθώς και η ευαισθησία σε παραμόρφωση. Η σωρευτική επίδραση αυτών των ιδιοτήτων μπορεί να οδηγήσει σε διαρροή υπολειμματικών μονομερών σε παρακείμενους στοματικούς ιστούς και στην δημιουργία ρωγμών και άλλες δομικές βλάβες της βάσης οδοντοστοιχίας που, εκτός από την πρόκληση θραύσης, μπορεί να αποτελέσουν σημείο εισόδου για διάφορα βακτήρια και μύκητες (Spasojevic et al, 2015).

3.1.2.3 Ρητίνες βάσης οδοντοστοιχίας

Μια πλήρης τεχνητή οδοντοστοιχία μπορεί να οριστεί ως η αφαιρούμενη οδοντική προσθετική που προορίζεται για αντικατάσταση των επιφανειών μάσησης και των σχετικών δομών ενός οδοντικού τόξου της γνάθου ή της κάτω γνάθου.. Μια τέτοια πρόσθεση αποτελείται από τεχνητά δόντια που συνδέονται με μια βάση οδοντοστοιχιών. Η βάση της οδοντοστοιχίας λαμβάνει την υποστήριξή της μέσω της στενής επαφής με τους υποκείμενους στοματικούς ιστούς (Anusavice, 1996).

Αν και μεμονωμένες βάσεις οδοντοστοιχιών μπορούν να σχηματιστούν από μέταλλα ή κράματα, οι περισσότερες βάσεις οδοντοστοιχιών κατασκευάζονται χρησιμοποιώντας κοινά πολυμερή. Αυτά τα πολυμερή επιλέγονται με βάση τη διαθεσιμότητα, τη σταθερότητα διαστάσεων, τα χαρακτηριστικά χειρισμού, το χρώμα και τη συμβατότητα με τους στοματικούς ιστούς (Anusavice, 1996).

Για την κατασκευή βάσεων οδοντοστοιχίας υπάρχουν διάφορες τεχνικές επεξεργασίας. Κάθε τεχνική απαιτεί την κατασκευή μιας ακριβούς αποτύπωσης του νωδού τόξου. Χρησιμοποιώντας αυτή την αποτύπωση, δημιουργείται ένα εκμαγείο, όπου τοποθετείται μια βάση καταγραφής ρητίνης. Στη βάση καταγραφής προστίθεται κερί και τα δόντια παίρνουν θέση στο κερί (Anusavice, 1996).

Επιλέγεται ένα έγκλειστρο οδοντοστοιχίας, και η ολοκληρωμένη παράταξη δοντιών εγκιβωτίζεται μέσα σε ένα κατάλληλο μέσο επένδυσης. Στη συνέχεια το έγκλειστρο ανοίγει και το κερί απομακρύνεται. Μετά από προσεκτικό καθαρισμό του εκμαγείου, ένα υλικό ρητίνης βάσης οδοντοστοιχίας εισάγεται στην κοιλότητα του εκμαγείου. Κατόπιν η ρητίνη

βάσης οδοντοστοιχίας πολυμερίζεται και η οδοντοστοιχία είναι πλέον έτοιμη για παράδοση (Anusavice, 1996).

3.1.2.3.1 Θερμικά ενεργοποιημένες ρητίνες βάσης οδοντοστοιχιών

Στην κατασκευή των περισσότερων βάσεων οδοντοστοιχίας χρησιμοποιούνται υλικά που ενεργοποιούνται θερμικά. Η απαιτούμενη θερμική ενέργεια για τον πολυμερισμό τέτοιων υλικών παρέχεται με τη χρήση φούρνου μικροκυμάτων ή υδατόλουτρο.

Σύσταση

Οι ακρυλικές ρητίνες είναι παράγωγα αιθυλενίου και περιέχουν μια βινυλική ομάδα στον χημικό τύπο τους. Η ρητίνη πολυμεθακρυλικού μεθυλίου αποτελείται από σκόνη και υγρά συστατικά. Η σκόνη αποτελείται από προπολυμερισμένες σφαίρες μεθακρυλικού μεθυλίου και μικρή ποσότητα υπεροξειδίου του βενζοϋλίου ως εκκινητή. Το υγρό είναι, κατά κύριο λόγο, μη πολυμερισμένο μεθακρυλικό μεθύλιο με μικρές ποσότητες υδροκινόνης ως αναστολέα. Μπορεί να προστεθεί στο υγρό ένας παράγοντας σχηματισμού σταυροειδών δεσμών (π.χ., διμεθακρυλική γλυκόλη) για την αύξηση της αντοχής του υλικού στην δράση των διαλυτών και την παραμόρφωση. Μερικές φορές προστίθενται πλαστικοποιητές (π.χ., φθαλικός διβουτυλεστέρας) για να παράγουν μαλακότερα, πιο ελαστικά πολυμερή υπάρχουν διάφορα είδη θερμικά ενεργοποιούμενων ρητινών (Anusavice, 1996; Al Dobaei, 2012).



Εικόνα 2. Υλικά και εξοπλισμός για επεξεργασία εμφάνισης σε νερό

Συμβατική ακρυλική ρητίνη που σκληρύνεται με θερμότητα: Σε συμβατικές ακρυλικές ρητίνες που σκληρύνθηκαν με θερμότητα, η θερμική ενέργεια που απαιτείται για την αντίδραση πολυμερισμού παράγεται με λουτρό θερμού ύδατος για 7 ώρες στους 70°C, ακολουθούμενη από βρασμό για 1 ώρα (μακρύς κύκλος) ή για 1,5 ώρα στους 74°C και έπειτα στους 100°C για άλλη 1 ώρα στο υδατόλουτρο (βραχύς κύκλος) (Anusavice, 1996; Al Dobaei, 2012).

Ακρυλική ρητίνη υψηλής επίδρασης: Αυτή η ρητίνη βάσης οδοντοστοιχιών είναι παρόμοια με τη συμβατική θερμικά επεξεργασμένη μέθοδο, ως προς τη μέθοδο επεξεργασίας, αλλά έχει πολύ μεγαλύτερη αντοχή στην κρούση. Η βελτίωση της αντοχής σε κρούση επιτυγχάνεται αντικαθιστώντας το PMMA στη σκόνη, με ένα συμπολυμερές. Το συμπολυμερές είναι κατασκευασμένο από ένα ελαστικό μονομερές, που κάνει το υλικό να συμπεριφέρεται, σαν να περιέχει ένα εσωτερικό απορροφητήρα κραδασμών. Ορισμένα ελαστικά διαλύονται στο μονομερές MMA, κυρίως συμπολυμερή βουταδιενίου με στυρόλιο. Οι τιμές της αντοχής σε κρούση Izod από ακρυλική ρητίνη ενισχυμένη με καουτσούκ είναι περίπου 31,4J/m, ενώ η αντοχή σε κρούση Charpy είναι περίπου 0,58 J. Περαιτέρω, το μονομερές της ακρυλικής ρητίνης υψηλής επίδρασης, περιέχει είτε πολύ λίγους είτε καθόλου

παράγοντες σταυροειδούς σύνδεσης, σε σύγκριση με το μονομερές των συμβατικών θερμικά σκληρυνθέντων τύπων (Anusavice, 1996; Al Dobaei, 2012).

Ακρυλική ρητίνη σκληρυνόμενη με ταχεία θερμότητα: Τα πολυμερισμένα πολυμερή ταχείας θερμότητας, είναι υβριδικές ακρυλικές ρητίνες που περιέχουν ένα τροποποιημένο σύστημα εκκινητή. Ο εκκινητής μορφοποιείται τόσο από τον χημικό, όσο και από τον θερμικά επεξεργασμένο ενεργοποιητή. Αυτός ο εκκινητής επιτρέπει την επεξεργασία του υλικού σε βραστό νερό επί 20 λεπτά, πράγμα που επιτρέπει τον γρήγορο πολυμερισμό χωρίς την αναμενόμενη πόρωση (Anusavice, 1996; Al Dobaei, 2012).

Ακρυλική ρητίνη που έχει σκληρυνθεί με μικροκύματα: Η ρητίνη μεθακρυλικού πολυμεθυλεστέρα μπορεί να πολυμεριστεί χρησιμοποιώντας την ενέργεια μικροκυμάτων. Αυτή η τεχνική χρησιμοποιεί μια ειδικά διαμορφωμένη ρητίνη και ένα μη μεταλλικό έγκλειστρο. Ένας συμβατικός φούρνος μικροκυμάτων χρησιμοποιείται για την παροχή της θερμικής ενέργειας που απαιτείται για τον πολυμερισμό. Έχει βρεθεί ότι η ακρυλική ρητίνη μικροκυμάτων έχει σταθερότητα χρώματος παρόμοια με τη συμβατική ακρυλική ρητίνη, που σκληρύνεται με θερμότητα. Επιπλέον, έχει αναφερθεί ότι έχει μικρότερη ποσότητα υπολειμματικού μονομερούς από την συμβατική ακρυλική ρητίνη που έχει υποστεί θερμική επεξεργασία (Anusavice, 1996; Al Dobaei, 2012).

3.1.2.3.2 Χημικά-κατεργασμένη ακρυλική ρητίνη οδοντοστοιχίας

Η χημική ενεργοποίηση δεν απαιτεί την εφαρμογή θερμικής ενέργειας και ως εκ τούτου συχνά αναφέρεται ως ρητίνες αυτοελασματοποίησης ή αυτο-πολυμερισμού, όπου η αντίδραση πολυμερισμού μπορεί να ολοκληρωθεί σε θερμοκρασία δωματίου. Διατίθεται σε μορφή σκόνης και υγρού. Έχει την ίδια σύνθεση με αυτή της συμβατικής ακρυλικής ρητίνης που έχει σκληρυνθεί με θερμότητα, εκτός από το ότι το υγρό περιέχει τον χημικό ενεργοποιητή, ο οποίος είναι συνήθως τριτοταγής αμίνη, όπως η διμεθυλο-παρα-τολουιδίνη. Όταν η σκόνη και τα υγρά συστατικά αναμιγνύονται, η τριτοταγής αμίνη προκαλεί την αποσύνθεση του βενζουλοϋπεροξειδίου (εκκινητής). Κατά συνέπεια, παράγονται ελεύθερες ρίζες και αρχίζει η αντίδραση πολυμερισμού (Anusavice, 1996; Al Dobaei, 2012).



Εικόνα 3. Χημικά-κατεργασμένη ακρυλική ρητίνη

Η χημική σύνθεση των ρητινών οδοντοστοιχιών τύπου έγχυσης, είναι παρόμοια με εκείνη των υλικών PMMA που πολυμερίζονται σε θερμοκρασία δωματίου. Η κύρια διαφορά είναι στο μικρότερο μέγεθος των πολυμερών σφαιριδίων. Όταν η σκόνη αυτή αναμιγνύεται με μονομερές, ο πολτός που προκύπτει είναι πολύ ρευστός (υγρή ρητίνη). Το μίγμα αποχύνεται γρήγορα σε ένα εκμαγείο υδροκολλοειδούς ή τροποποιημένου γύψου και αφήνεται να πολυμεριστεί υπό πίεση στα 0,14 MPa. Η φυγοκεντρική χύτευση και η χύτευση με έγχυση είναι τεχνικές που χρησιμοποιούνται για την έγχυση του μίγματος μέσα στο εκμαγείο (Anusavice, 1996; Al Dobaei, 2012).

3.1.2.3.3 Ρητίνες βάσης οδοντοστοιχιών ενεργοποιημένες με φωτισμό

Τα τελευταία χρόνια, ένα σύστημα ενεργοποιούμενο από φως έχει κυκλοφορήσει στην αγορά και τώρα χρησιμοποιείται για πολλές προσθετικές εφαρμογές. Το υλικό αυτό αποτελείται από μήτρα διμεθακρυλικής ουρεθάνης με ακρυλικό συμπολυμερές και περιέχει μικροδιαλύτες πυριτίας, που είναι σφαιρίδια διαφόρων μεγεθών που έγιναν μέρος μιας διεισδυτικής δομής δικτύου πολυμερών όταν σκληρύνθηκαν. Διατίθεται σε προκατασκευασμένα φύλλα ή σχοινιά, που συσκευάζονται σε αδιαφανείς πλαστικούς φακέλους για να αποφευχθεί η μόλυνση από το φως. Τα ορατά συστήματα ρητίνης οδοντοστοιχιών που έχουν υποστεί επεξεργασία με φως, διατίθενται στην αγορά με επίστρωση φραγμού αέρα (ABC), που επιτρέπει τον επιπρόσθετο πολυμερισμό της επιφάνειας της ρητίνης. Όταν υπάρχει οξυγόνο, ο πολυμερισμός επιφανειακής στοιβάδας της ρητίνης αναστέλλεται και η μετατροπή του μονομερούς είναι περιορισμένη. Επιπλέον, το

υπολειμματικό μονομερές στην πολυμερισμένη ρητίνη δρα ως πλαστικοποιητικός παράγοντας, αυξάνοντας την ευκαμψία και μειώνοντας την αντοχή της επιφάνειας ρητίνης. Οι επιφάνειες ρητίνης που δεν πολυμερίζονται επαρκώς μπορεί να γίνουν ακανόνιστες, ασταθείς στο χρώμα, κακής οσμής και μπορεί να έχουν αυξημένη προσκόλληση βακτηρίων και μυκήτων (Anusavice, 1996; O'Brien, 2002).



Εικόνα 4. Υλικά και εξοπλισμός για εμφάνιση σε νερό

Μία πλάκα βάσης κατασκευάζεται προσαρμόζοντας το υλικό σε ένα εκμαγείο και πολυμερίζοντας το σε ένα φωτεινό θάλαμο στα 400 έως 500 nm. Τα δόντια προστίθενται στη βάση με πρόσθετο υλικό και ακολουθεί δεύτερη έκθεση φωτός. Η οδοντοστοιχία περιστρέφεται στον θάλαμο για να εξασφαλίζεται η ομοιόμορφη έκθεση στην πηγή φωτός. Οι ρητίνες που ενεργοποιούνται με το φως αναπτύχθηκαν για να εξαλείψουν τις αλλεργίες κατά την επαφή και τους εργαστηριακούς ατμούς. Ωστόσο, το υλικό αυτό έχει χαμηλότερες ιδιότητες αντοχής σε σύγκριση με τον τύπο που έχει υποστεί θερμική επεξεργασία (Anusavice, 1996; O'Brien, 2002).

3.1.2.3.4 Φυσικές ιδιότητες των ρητινών βάσης οδοντοστοιχίας

Οι φυσικές ιδιότητες των ρητινών βάσης οδοντοστοιχιών είναι κρίσιμες για την προσαρμογή και τη λειτουργία των αφαιρούμενων προσθέσεων. Αυτές περιλαμβάνουν τη συρρίκνωση κατά τον πολυμερισμό, την πόρωση, την προσρόφηση νερού, τη διαλυτότητα, τάσεις κατά την επεξεργασία και την εμφάνιση ρωγμών.

Συρρίκνωση κατά τον πολυμερισμό

Όταν το μονομερές μεθακρυλικό μεθύλιο πολυμερίζεται για να σχηματίσει το πολυμερές μεθακρυλικό μεθύλιο, η πυκνότητα της μάζας αλλάζει από 0,94 σε 1,19 g/cm². Αυτή η αλλαγή της πυκνότητας οδηγεί σε μια ογκομετρική αλλαγή της τάξεως του 21%. Όταν μια συμβατική ρητίνη, θερμικής ενεργοποίησης αναμιγνύεται στην προτεινόμενη αναλογία σκόνη/υγρό, το 1/3 της προκύπτουσας μάζας είναι υγρό. Συνεπώς, η ογκομετρική συρρίκνωση, που παρουσιάζει η πολυμερισμένη μάζα είναι κατά προσέγγιση 7%. Αυτό το ποσοστό συμφωνεί με τις τιμές που παρατηρούνται σε εργαστηριακές και κλινικές μελέτες (Anusavice, 1996).

Υπάρχουν διάφοροι λόγοι που υλικά που μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την κατασκευή βάσεων οδοντοστοιχίας, παρουσιάζουν τόσο υψηλή ογκομετρική συρρίκνωση. Φαίνεται ότι η εν λόγω ογκομετρική συρρίκνωση καταναμάται ομοιόμορφα σε όλες της επιφάνειες. Ως εκ τούτου, η προσαρμογή των βάσεων οδοντοστοιχίας στους υποκείμενους ιστούς, δεν επηρεάζεται σημαντικά, με την προϋπόθεση ότι τα υλικά τυγχάνουν σωστού χειρισμού (Anusavice, 1996).

Εκτός από την ογκομετρική συρρίκνωση, πρέπει επίσης να ληφθεί υπόψη η γραμμική συρρίκνωση. Η γραμμική συρρίκνωση ασκεί σημαντική επίδραση στην προσαρμογή μιας βάσης οδοντοστοιχιών. Κατά σύμβαση, οι τιμές γραμμικής συρρίκνωσης προσδιορίζονται μετρώντας την απόσταση μεταξύ δύο προκαθορισμένων σημείων αναφοράς στις δευτερες μοριακές περιοχές μιας ολοκληρωμένης διάταξης οδοντοστοιχίας. Μετά τον πολυμερισμό της ρητίνης βάσης οδοντοστοιχιών και την αφαίρεση της πρόσθεσης από το αρχικό εκμαγείο, η απόσταση μεταξύ αυτών των σημείων αναφοράς μετράται για μια ακόμη φορά. Η διαφορά μεταξύ του προπολυμερισμού και του μεταπολυμερισμού καταγράφεται ως γραμμική συρρίκνωση. Όσο μεγαλύτερη είναι η γραμμική συρρίκνωση, τόσο μεγαλύτερη είναι η απόκλιση που παρατηρείται κατά την αρχική προσαρμογή μιας οδοντοστοιχίας (Anusavice, 1996).

Πόρωση

Η παρουσία επιφανειακών και υπόγειων κενών μπορεί να θέσει σε κίνδυνο τις φυσικές και αισθητικές ιδιότητες μιας επεξεργασμένης βάσης οδοντοστοιχιών. Η πόρωση είναι πιθανό να αναπτυχθεί σε παχύτερες μερίδες μιας βάσης οδοντοστοιχιών. Αυτή η πόρωση προκύπτει από την εξαέρωση μονομερούς που δεν αντέδρασε και πολυμερών χαμηλού

μοριακού βάρους, όταν η θερμοκρασία μιας ρητίνης φτάσει ή υπερβαίνει τα σημεία βρασμού. Παρ' όλα αυτά, αυτός ο τύπος πόρωσης μπορεί να μην εμφανίζεται εξίσου σε όλα τα τμήματα ρητίνης που έχουν προσβληθεί. Η πόρωση ενδεχομένως οφείλεται και σε ανεπαρκή ανάμειξη υγρού και σκόνης, με αποτέλεσμα ορισμένες περιοχές να περιέχουν μεγαλύτερη ποσότητα μονομερούς. Κατά τον πολυμερισμό αυτές οι περιοχές παρουσιάζουν μεγαλύτερη συρρίκνωση σε σχέση με τις προσκείμενες περιοχές, οδηγώντας στην εμφάνιση κενών/ οπών. Η πόρωση αυτού του είδους μπορεί να προληφθεί με την εξασφάλιση της ομοιογένειας του φυράματος ρητίνης (Anusavice, 1996).

Απορρόφηση νερού

Το πολυμερές μεθακρυλικό μεθύλιο απορροφά σχετικά μικρές ποσότητες νερού, όταν τοποθετηθεί σε υδάτινο περιβάλλον. Ωστόσο, αυτή η ποσότητα νερού συνεπάγεται σημαντικές συνέπειες για τις μηχανικές και διαστασιακές ιδιότητες του υλικού.

Αν και η απορρόφηση διευκολύνεται από την πολικότητα του μεθακρυλικού μεθυλίου, ο μηχανισμός που είναι κυρίως υπεύθυνος για την είσοδο του νερού είναι η διάχυση. Η διάχυση είναι η μετανάστευση μίας ουσίας διαμέσω ενός χώρου ή εντός μιας δεύτερης υπο-ουσίας. Στην περίπτωση αυτή, μόρια νερού διεισδύουν στη μάζα πολυ μεθακρυλικού μεθυλίου και καταλαμβάνουν θέσεις μεταξύ των αλυσίδων του πολυμερούς. Κατά συνέπεια, οι επηρεαζόμενες αλυσίδες πολυμερών εξαναγκάζονται να διαχωριστούν. Η εισαγωγή μορίων νερού μέσα στην πολυμερισμένη μάζα παράγει δύο σημαντικά αποτελέσματα. Πρώτον, προκαλεί μικρή διαστολή της πολυμερισμένης μάζας. Δεύτερον, μόρια ύδατος παρεμβαίνουν στην εμπλοκή αλυσίδων του πολυμερούς και έτσι λειτουργούν ως πλαστικοποιητές (Anusavice, 1996).

Το μεθακρυλικό μεθύλιο παρουσιάζει τιμή απορρόφησης νερού 0,69 mg / cm². Αν και αυτή η ποσότητα νερού μπορεί να φανεί ασήμαντη, ασκεί σημαντική επίδραση στις διαστάσεις μιας πολυμερισμένης βάσης οδοντοστοιχιών. Εκτιμάται ότι για κάθε αύξηση του βάρους κατά 1% που παράγεται με απορρόφηση νερού, η ακρυλική ρητίνη διαστέλλεται κατά 0,23%. Οι εργαστηριακές δοκιμές υποδεικνύουν ότι η γραμμική διαστολή που προκαλείται από την απορρόφηση νερού είναι περίπου ίση με τη θερμική συρρίκνωση που προκαλείται ως αποτέλεσμα της διεργασίας πολυμερισμού. Ως εκ τούτου, οι διαδικασίες αυτές αντισταθμίζουν σχεδόν η μία την άλλη (Anusavice, 1996).

Διαλυτότητα

Αν και οι ρητίνες βάσης οδοντοστοιχιών είναι διαλυτές σε διάφορους διαλύτες και μια μικρή ποσότητα μονομερούς μπορεί να εκπλυθεί, είναι σχεδόν αδιάλυτες στα υγρά που συνήθως συναντώνται στην στοματική κοιλότητα. Συνεπώς συνιστάται η δοκιμή για τη διαλυτότητα της ρητίνης (Anusavice, 1996).

Τάσεις κατά την επεξεργασία

Κάθε φορά που αναστέλλεται μια φυσική αλλαγή διαστάσεων, το επηρεαζόμενο υλικό περιέχει τάσεις. Εάν οι τάσεις χαλαρώσουν, μπορεί να προκύψει μια παραμόρφωση του υλικού. Αυτή η αρχή έχει σημαντικές συνέπειες στην κατασκευή των βάσεων οδοντοστοιχιών, επειδή οι πιέσεις συνεχώς προκαλούνται κατά τη διάρκεια της επεξεργασίας.

Επί παραδείγματι, ας εξετάσουμε τα γεγονότα που λαμβάνουν χώρα κατά τη διάρκεια πολυμερισμού μιας τεχνητής οδοντοστοιχίας. Όπως προαναφέρθηκε, εμφανίζεται ένας βαθμός συρρίκνωσης καθώς τα μονομερή συνδέονται, προκειμένου να σχηματίσουν τις αλυσίδες των πολυμερών. Κατά τη διαδικασία αυτή, είναι πιθανό ότι η τριβή μεταξύ των τοιχωμάτων του εκμαγείου και της μαλακής ρητίνης, ενδέχεται να αναστέλλουν την φυσιολογική συρρίκνωση των αλυσίδων αυτών. Ως αποτέλεσμα, οι αλυσίδες πολυμερούς τεντώνονται και η ρητίνη περιέχει τάσεις, που είναι εφελκυστικές ως προς το χαρακτήρα τους. Τάσεις όμως προκαλούνται και ως ποτέλεσμα της θερμικής συρρίκνωσης. Επιπρόσθετοι παράγοντες που ευνοούν την ανάπτυξη τάσεων κατά την επεξεργασία είναι η ακατάλληλη ανάμιξη και ο λανθασμένος χειρισμός της ρητίνης, καθώς επίσης και η ελλιπώς ελεγχόμενη θέρμανση και ψύξη του συνόλου του έγκλειστρου (Anusavice, 1996).

Η απελευθέρωση των τάσεων αυτών, προκαλεί διαστασιακές μεταβολές που είναι σωρευτικές, ως προς τη φύση τους. Ευτυχώς, οι εν λόγω αλλαγές είναι αρκετά μικρές και συνεπώς παρουσιάζουν μάλλον μικρή κλινική σημαντικότητα (Anusavice, 1996).

Εμφάνιση ρωγμών

Πρόκειται για μικρές γραμμικές ρωγμές που φαίνεται να προέρχονται από την επιφάνεια της οδοντοστοιχίας, μπορεί να προκύψουν από την εφαρμογή τάσης ή τη μερική διάλυση μιας ρητίνης. Αρχίζει στην επιφάνεια μιας ρητίνης και προσανατολίζεται σε ορθές γωνίες στις δυνάμεις εφελκυσμού που οφείλονται στον διαχωρισμό των επιμέρους αλυσίδων πολυμερούς. Πιθανές αιτίες:

1. Ρωγμές που προκαλούνται από διαλύτες είναι αποτέλεσμα παρατεταμένης επαφής με υγρά όπως η αιθυλική αλκοόλη.
2. Εναλλακτική ξήρανση και διαβροχή της οδοντοστοιχίας.
3. Θερμικές τάσεις ως αποτέλεσμα διαφορών στον συντελεστή θερμικής διαστολής μεταξύ της βάσης ακρυλικής οδοντοστοιχίας και των δοντιών πορσελάνης.

3.1.3 Σύνθετες Αποκαταστατικές Ρητίνες

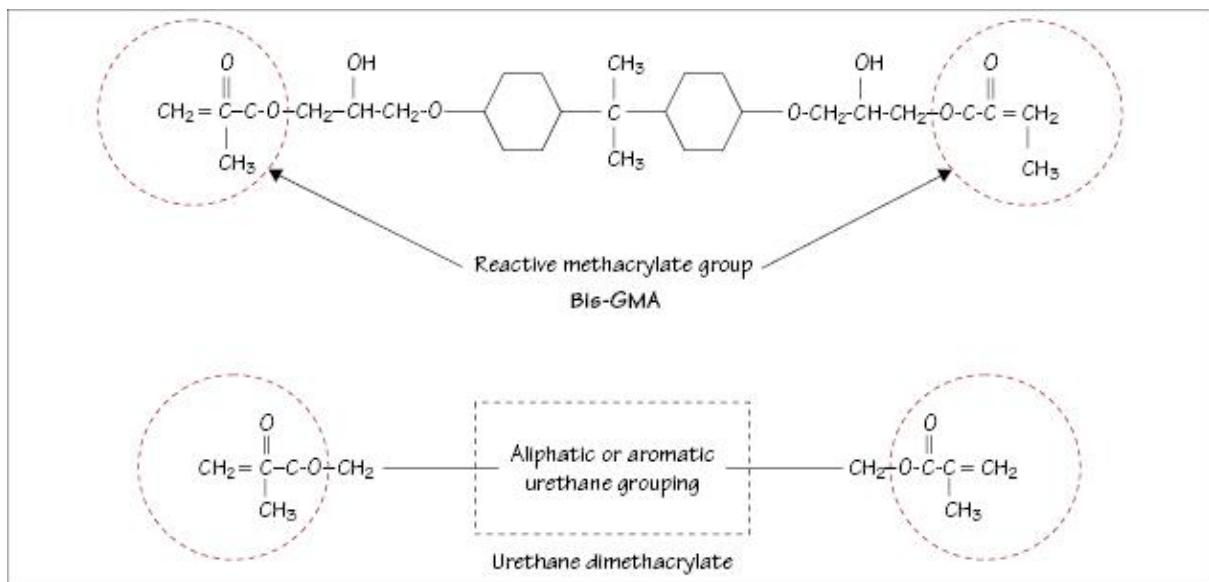
Ο όρος σύνθετο υλικό μπορεί να οριστεί ως ένωση δύο ή περισσότερων ευδιάκριτων, διαφορετικών υλικών με ιδιότητες που είναι ανώτερες ή ενδιάμεσες από εκείνες των μεμονωμένων συστατικών, που το απαρτίζουν. Η ανάπτυξη σύγχρονων σύνθετων υλικών ξεκίνησε στα τέλη της δεκαετίας του '50 και στις αρχές της δεκαετίας του '60, όταν ο Bowen ξεκίνησε πειράματα για την ενίσχυση εποξειδικών ρητινών με σωματίδια πλήρωσης. Οι ανεπάρκειες του συστήματος εποξειδικής ρητίνης, όπως η υψηλή συρρίκνωση κατά τον πολυμερισμό, ο αργός ρυθμός σκλήρυνσης, οι μεγάλες μεταβολές των θερμικών διαστάσεων, ο αποχρωματισμός και ο υψηλός βαθμός φθοράς, τον ώθησαν να εργαστεί για το συνδυασμό των πλεονεκτημάτων των εποξειδικών και ακρυλικών υλικών. Οι μελέτες του κορυφώθηκαν με την ανάπτυξη του μορίου bis-GMA. Το bis-GMA ικανοποιούσε πολλές από τις απαιτήσεις για τη μήτρα ρητίνης ενός οδοντικού σύνθετου υλικού. Με αυτήν την ανακάλυψη, τα σύνθετα υλικά αντικατέστησαν γρήγορα το πυριτικό τσιμέντο και τις ακρυλικές ρητίνες για αισθητικές αποκαταστάσεις των πρόσθιων δοντιών (Anusavice, 1996; O'Brien, 2002).

Οι σύνθετες ρητίνες αποτελούν σύνθετα πολυμερή υλικά που έλκουν την προέλευση τους από τις ακρυλικές ρητίνες. Απαρτίζονται από δύο φάσεις: την οργανική, που είναι μια πολυμερή ρητινώδης μήτρα και την ανόργανη, που είναι μια σειρά διάφορων, κεραμικών ενισχυτικών ουσιών. Οι ενισχυτικές αυτές ουσίες φέρουν μια επίστρωση ενός μονομοριακού στρώματος σιλανιούχου παράγοντα, ο οποίος και εξασφαλίζει την ισχυρή τους σύνδεση με την οργανική φάση. Επίσης, εμπεριέχουν σε μικρές ποσότητες κάποιο φωτοκαταλύτη, οποίος διασφαλίζει την έναρξη του πολυμερισμού, χρωστικές που εξασφαλίζουν τη χρωματική συμβατότητα του υλικού με τα ανθρώπινα δόντια, σταθεροποιητές χρώματος, καθώς και αναστολείς πολυμερισμού (Anusavice, 1996).

Ρητινώδης μήτρα

Η ρητινώδης μήτρα των σύγχρονων σύνθετων οδοντικών ρητινών περιέχει το bis-GMA⁷, ήτοι γλυκιδικό μεθακρύλιο της διφαινόλης ως κυρίαρχο μονομερές. Λόγω του υψηλού ιξώδους του, το bis-GMA αναμιγνύεται με άλλους διμεθακρυλικούς εστέρες, όπως π.χ. το TEGDMA (μεθακρυλικό παράγωγο της αιθυλενογλυτώλης) και το UDMA (διμεθακρυλική ουρεθάνη) ή άλλα μονομερή χαμηλότερου μοριακού βάρους, προκειμένου να μειωθεί το ιξώδες του. Λόγω του μικρότερου μοριακού βάρους τους, οι κλινικοί χειρισμοί των ρητινών καθίστανται ευκολότεροι.

Εκτός από το μονομερές, αναμιγνύονται εντός της ρητινώδους μήτρας και άλλα πρόσθετα, που περιλαμβάνουν ένα σύστημα ενεργοποιητή-εκκινητή, αναστολείς, κάποιο φωτοκαταλύτη, χρωστικές και αδιαφανοποιητές (Anusavice, 1996; O'Brien, 2002).



Σχήμα 12. Μοριακή δομή του bis-GMA (ρητίνη Bowen) και διμεθακρυλικής ουρεθάνης (UDMA).

Ενισχυτικές ουσίες

Οι ενισχυτικές ουσίες που χρησιμοποιούνται στις σύνθετες ρητίνες είναι διάφορα σωματίδια και ίνες. Οι ανόργανες αυτές ουσίες όταν ενσωματωθούν σε σύνθετες ρητίνες επηρεάζουν ιδιαίτερα τις ιδιότητες του υλικού, όπως την αντοχή της ρητινώδους μήτρας και το αισθητικό αποτέλεσμα. Μάλιστα όσο μεγαλύτερη είναι η ποσότητα ενισχυτικών ουσιών, τόσο βελτιώνονται οι ιδιότητες του. Ταυτόχρονα, οι ενισχυτικές ουσίες θα πρέπει να ανθίστανται στο στοματικό περιβάλλον και να μην παρουσιάζουν τοξικότητα. Η επίτευξη

⁷ A (2,2 - bis- [4 (2- hydroxy - 3 methacryloxypropoxy)- phenyl]

των στόχων αυτών επιτυγχάνεται με μια πολύ ισχυρή σύνδεση της ενισχυτικής ουσίας με την πολυμερή μήτρα, με τη χρήση ενός κατάλληλου παράγοντα σύζευξης.

Όλες οι χρησιμοποιούμενες ενισχυτικές ουσίες είναι διαφορετικοί τύποι υάλων. Η πρώτη ύαλος που χρησιμοποιήθηκε ως ενισχυτική ουσία ήταν ο κρυσταλλικός χαλαζίας, σε τεμάχια με ακανόνιστο σχήμα και μέγεθος 10- 100 μm. Εκτός από τον χαλαζία, τα σωματίδια μικρού μεγέθους μπορεί να αποτελούνται από γυαλί πυριτικού βαρίου ή λιθίου αλουμινίου, βορικοπυριτικό γυαλί, ή βάσεις βαρίου, στροντίου ή ψευδαργύρου. Τα σωματίδια στα μικρόκοκκα, σύνθετα υλικά είναι κολλοειδές διοξείδιο του πυριτίου. Τα σύνθετα υλικά μπορούν να κατασκευάζονται ακτινοσκοπικά με την ενσωμάτωση στοιχείων υψηλού ατομικού βάρους, όπως βαρίου, στροντίου, ζirkονίου ή υττερβίου, στο ενισχυτικό σωματίδιο (Anusavice 1996; O'Brien, 2002).

Συζευκτικός παράγοντας

Ο δεσμός μεταξύ του ενισχυτικού σωματιδίου και της μήτρας στο σύνθετο σύνολο, επιτυγχάνεται με τη χρήση μιας οργανικής ένωσης πυριτίου ή συζευκτικού παράγοντα σιλάνης. Το μόριο σιλανίου έχει αντιδραστικές ομάδες και στα δύο άκρα του και επικαλύπτεται από την επιφάνεια του ενισχυτικού σωματιδίου από τον κατασκευαστή, πριν από την ανάμιξη με το oligομερές. Κατά τη διάρκεια του πολυμερισμού, διπλοί δεσμοί στο μόριο σιλάνης αντιδρούν επίσης με τη μήτρα πολυμερούς. Ένας δεσμός μεταξύ του ενισχυτικού παράγοντα και της μήτρας επιτρέπει την κατανομή των τάσεων που δημιουργούνται κατά τη λειτουργία. Το καθαρό αποτέλεσμα είναι ένα υλικό με ιδιότητες αντοχής μεγαλύτερες από εκείνες του ενισχυτικού σωματιδίου ή της μήτρας χωριστά. Η συγκόλληση ενισχύει επίσης τη συγκράτηση του ενισχυτικού σωματιδίου κατά τη διάρκεια της λειαντικής δράσης στη σύνθετη επιφάνεια. Ως αποτέλεσμα, τα σκληρά ενισχυτικά σωματίδια, εκτός από την μαλακή μήτρα, υπάρχουν για να εμπλέκονται σε λειαντική φθορά, βελτιώνοντας σημαντικά την αντοχή του υλικού στη φθορά (Anusavice 1996; O'Brien, 2002; Spiller, 2012a)

Εκκινητές και επιταχυντές

Ο πολυμερισμός των σύνθετων υλικών μπορεί να επιτευχθεί με χημικά μέσα (αυτοπολυμερισμό) ή με ενεργοποίηση ορατού φωτός. Η διπλή επεξεργασία είναι ένας συνδυασμός ελαφριάς και χημικής σκλήρυνσης. Στα χημικώς ενεργοποιημένα συστήματα, ένας οργανικός εκκινητής (ή καταλύτης) υπεροξειδίου, κατά την αντίδραση με έναν

επιταχυντή τριτοταγούς αμίνης, παράγει ελεύθερες ρίζες που προσβάλλουν τους διπλούς δεσμούς των ολιγομερών μορίων και αρχίζουν τη διαδικασία πολυμερισμού προσθήκης.

Η έναρξη πολυμερισμού σε συστήματα ενεργοποιούμενα με φωτισμό εξαρτάται από τη διάσπαση του μορίου εκκινητή, συχνά καμφοκινόνης, με ορατό φως κατάλληλου μήκους κύματος. Με την παρουσία ενός επιταχυντή αλειφατικής αμίνης παράγονται ελεύθερες ρίζες και αρχίζει ο πολυμερισμός. (Anusavice 1996; O'Brien, 2002)

Αναστολείς

Οι χρησιμοποιούμενοι αναστολείς πολυμερισμού είναι ο μεθυλαιθέρας της υδροκινόνης και συχνότερα το βουτυλιωμένο υδροτοξυτολουένιο (BHT), επειδή παρουσιάζει μεγαλύτερη χρωματική σταθερότητα. Οι αναστολείς παρεμποδίζουν τον αυτοπολυμερισμό των μονομερών με την πάροδο του χρόνου, ενώ η συγκέντρωσή τους είναι < 0,1% (Anusavice 1996).

Άλλα Πρόσθετα

Οι χρωστικές ανόργανων οξειδίων προστίθενται σε σύνθετα υλικά σε μικρές ποσότητες για να παρέχουν μια σειρά τυπικών αποχρώσεων. Ως απάντηση στο ενδιαφέρον των καταναλωτών, οι κατασκευαστές προσφέρουν σήμερα μια εκτεταμένη σειρά από 16 ή 25 αποχρώσεις, καθώς και επιλογές απόχρωσης από τους οδηγούς Bioform και Vita. Οι περισσότεροι κατασκευαστές προσφέρουν τροποποιητές, όπως αποχρωματισμένες αποχρώσεις για ανάμειξη με τυποποιημένες αποχρώσεις, καθώς και αδιαφανείς και γυαλιστερές. Οι αναστολείς πολυμερισμού και οι σταθεροποιητές προστίθενται στο σύνθετο υλικό για να επιμηκύνουν τη διάρκεια ζωής του (O'Brien, 2002).

Κατάταξη

Υπάρχουν διάφορα συστήματα ταξινόμησης των σύνθετων ρητινών αλλά ο πλέον διαδεδομένος είναι η κατάταξή τους βάσει του μεγέθους των ενισχυτικών ουσιών που εμπεριέχουν. Ως εκ τούτου, διαιρούνται σε μακρόκοκκες, (macrofill), μικρόκοκκες, (microfill), υβριδικές, (hybrid), που περαιτέρω υποδιαιρούνται στις: μικροϋβριδικές, (microhybrid), νανοϋβριδικές, (nanohybrid), και νανόκοκκες, (nanofill).

3.1.3.1 Μακρόκοκκες ρητίνες (*macrofill*)

Οι μακρόκοκκες ενισχυτικές ουσίες ήταν τα πρώτα σύνθετα ρητίνης που διατέθηκαν στο εμπόριο στη δεκαετία του 1960 για να καλύψουν τα μπροστινά δόντια. Ο κρυσταλλικός χαλαζίας αλέστηκε σε λεπτή σκόνη που περιείχε σωματίδια 1 έως 50 μικρά (μM) σε διάμετρο. Τα σωματίδια μεγαλύτερα από αυτό είναι ορατά με γυμνό μάτι. Τα μακροχρώματα σύνθετων υλικών δεν περιείχαν ακτινοπροστατευτικά υλικά, τα οποία καθιστούν δύσκολη τη διάκριση αυτών των σύνθετων υλικών από την αποσύνθεση στις ακτίνες X (Anusavice 1996; Spiller, 2012a).

Λόγω του μεγάλου μεγέθους των σωματιδίων, μακρόκοκκες ενισχυτικές ουσίες δεν είναι πολύ λείες, με την επιφάνεια τους να αφήνει τραχιά αίσθηση, ενώ συσσωρεύουν πλάκα και λεκέδες. Το μαλακό, ακρυλικό πολυμερές φθείρεται κάτω από τα σωματίδια γυαλιού, τα οποία βγαίνουν από το δόντι αφήνοντας τρύπες στη θέση τους. Αυτό οδηγεί σε μια επιφάνεια που μοιάζει μικροσκοπικά με μια σειρά από κρατήρες διασκορπισμένους με ογκόλιθους. Η φθορά είναι το κύριο μειονέκτημα των μακρόκοκκων υλικών. Η απώλεια των σωματιδίων του γυαλιού εκθέτει όλο και περισσότερο τη μαλακή πλαστική μήτρα σε δύναμη τριβής και η αποκατάσταση φθείρεται. Εν τούτοις, τα μεγάλα σωματίδια είναι ικανά να στιβάζονται σφικτά εντός της ρητινώδους μήτρας, χωρίς να είναι μεγάλο το πάχος της πάστας κατά το χειρισμό. Περισσότερο γυαλί στο μείγμα μειώνει τη συρρίκνωση κατά τη σκλήρυνση. Μια σύνθετη αποκατάσταση φθίνει αποκλειστικά, επειδή τα σωματίδια γυαλιού απομακρύνονται από τις επιφάνειες των δοντιών αφήνοντας τη μήτρα εκτεθειμένη. Όσο λιγότερο ακρυλικό και όσο περισσότερο γυαλί εμπεριέχεται, τόσο το καλύτερο. Επειδή μεγάλα σωματίδια γυαλιού απομακρύνονται από τις επιφάνειες των δοντιών, αυτές οι αποκαταστάσεις είναι ακατάλληλες για τα οπίσθια δόντια, εφόσον οι προσκείμενες επιφάνειες των οπίσθιων δοντιών αντιμετωπίζουν πολλές προκλήσεις λόγω τριβής (Anusavice 1996; Spiller, 2012a).

3.1.3.2 Μικρόκοκκες ρητίνες (*microfill*)

Τα μικρόκοκκα σύνθετα ρητίνης περιέχουν σωματίδια σφαιρικού κολλοειδούς πυρίτη 0,01 έως 0,12 μm σε διάμετρο. Το κολλοειδές διοξείδιο του πυριτίου παράγεται με υδρόλυση σε φάση ατμού των ενώσεων πυριτίου με αποτέλεσμα μια μέση επιφάνεια 200 m^2/g , η οποία αυξάνει σημαντικά το ιξώδες της πολυμερούς μήτρας κατά την ενσωμάτωση. Η φόρτωση του ενισχυτικού υλικού σε αυτά τα σύνθετα περιορίζεται επομένως σε περίπου 20% έως 55%

κατ' όγκο ή 35% έως 60% κατά βάρος και συχνά προστίθενται οργανικά αραιωτικά χαμηλού μοριακού βάρους και χαμηλού ιξώδους για να δώσουν στο σύνθετο μια λειτουργική κλινική συνεκτικότητα. Ενδέχεται η περιεκτικότητα σε ενισχυτικό υλικό να αυξηθεί και να βελτιωθούν οι ιδιότητες με την άλεση ενός μικρόκοκκου σύνθετου σε σωματίδια 10 έως 20 μm σε διάμετρο και στη συνέχεια χρησιμοποιώντας αυτά τα ενισχυμένα σωματίδια ως ενισχυτικό μαζί με κολλοειδή διοξείδιο του πυριτίου (Anusavice 1996; O' Brien, 2002)



Εικόνα 5. Συσκευασία ρητίνης microfill

3.1.3.3 Υβριδικές ρητίνες (hybrid)

Στις επόμενες δεκαετίες, παρουσιάστηκαν οι υβριδικές σύνθετες ρητίνες συνδυάζοντας τα χαρακτηριστικά των μακρόκοκκων και των μικρόκοκκων συνθέτων ρητινών. Τα κολλοειδή σωματίδια γεμίζουν τη μήτρα μεταξύ λεπτών σωματιδίων, με αποτέλεσμα ένα περιεχόμενο ενισχυτικής ουσίας περίπου 60% έως 65% κατ' όγκο. Περιέχουν διάφορα μεγέθη σωματιδίων, που κυμαίνονται από 1-3 microns (75%) έως 02-04 microns (8%). Τα υβριδικά σύνθετα υλικά δεν διατηρούν λεία επιφάνεια για μεγάλο χρονικό διάστημα, επειδή τα μεγάλα σωματίδια εξέρχονται από τις επιφάνειες των δοντιών. Ωστόσο, τα υβριδικά σύνθετα είναι εύκολο να επεξεργαστούν και είναι ανθεκτικά στη φθορά. Περιλαμβάνουν σωματίδια μικρότερου μεγέθους, τα οποία είναι πιο δύσκολο να αποκολληθούν από τα μεγάλα σωματίδια. Η υψηλότερη πυκνότητα σωματιδίων που επιτυγχάνεται με υβρίδια είναι 90% κατά βάρος. Λόγω της υψηλής πυκνότητας των σωματιδίων, τα υβρίδια ήταν τα πρώτα

σύνθετα που προωθήθηκαν και πλέον κυριαρχούν στην αγορά (Anusavice 1996; O'Brien, 2002; Spiller, 2012a).

Οι ενισχυτικές ουσίες που εμπεριέχονται σε υβριδικές και μικροϋβριδικές ρητίνες προκύπτουν από άλεσμα και κοσκίνισμα ορυκτού χαλαζία, τηγμένων υάλων και κεραμικών μαζών, μέχρι να λάβουν μέγεθος μικρότερο από 100 nm. Οι ύαλοι του λιθίου (Li) και του αργιλίου (Al) διευκολύνουν το άλεσμα των ενισχυτικών ουσιών σε πολύ μικρά μεγέθη και για το λόγο αυτό χρησιμοποιούνται εκτεταμένα. προκειμένου να διευκολυνθεί το άλεσμα τους σε μικρότερα μεγέθη. Επιπρόσθετα, ως ενισχυτική ουσία μπορεί να χρησιμοποιηθεί το βάριο (Ba), βορίου (B), το ζirkόνιο (Zr), και το ύτριο (Y). Στις υβριδικές και μικροϋβριδικές ρητίνες εμπεριέχεται ως ενισχυτική ουσία και το πυρογενές πυρίτιο⁸. Όταν επιθυμείται η αύξηση της περιεκτικότητας σε ενισχυτικές ουσίες, χωρίς όμως την αύξηση του ιξώδους της ρητίνης χρησιμοποιούνται κονιορτοποιημένα τεμάχια προπολυμερισμένης ρητίνης με ενισχυτικές ουσίες κολλοειδούς ή πυρογενούς πυριτίου. Οι μηχανικές ιδιότητες, που παρουσιάζουν οι υβριδικές ρητίνες κυμαίνονται μεταξύ εκείνων, που εμφανίζουν οι μακρόκοκκες και μικρόκοκκες ρητίνες (Anusavice 1996; O'Brien, 2002; Spiller, 2012a).



Εικόνα 6. Υβριδικές ρητίνες

3.1.3.3.1 Μικροϋβριδικές ρητίνες (microhybrid)

Οι μικροϋβριδικές ρητίνες χαρακτηρίζονται από βελτιωμένες μηχανικές ιδιότητες, καθώς και μικρότερη αποτριβή σε σχέση με τις υβριδικές, ενώ η τελική επιφάνεια της

⁸ Με διαστάσεις 0,04 μm.

αποκατάστασης χαρακτηρίζεται από στιλπνότητα μεγαλύτερη εκείνης των υβριδικών, η οποία όμως δεν είναι ανάλογη με εκείνη μικρόκοκκων (Anusavice 1996; O'Brien, 2002; Spiller, 2012a).



Εικόνα 7. Μικρουβριδικές ρητίνες

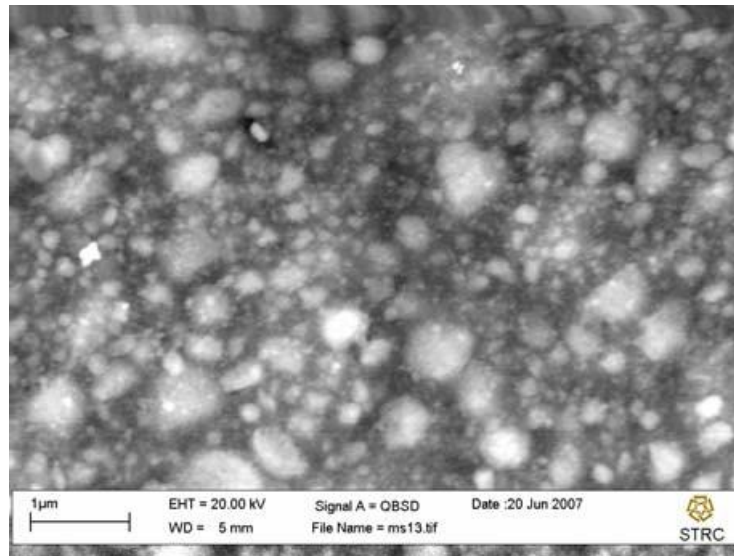
3.1.3.3.2 Νανοϋβριδικές (nanohybrid) & και νανόκοκκες (nanofill)

Nexcomp
Nano Hybrid Composite Resin



Εικόνα 8. Νανουβριδικές ρητίνες

Στις νανοϋβριδικές και νανόκοκκες σύνθετες ρητίνες, τις σύγχρονες μορφές των υβριδικών ρητινών, εμπεριέχονται ενισχυτικές ουσίες με μέγεθος μικρότερο από 100 nm . Οι νανοϋβριδικές σύνθετες ρητίνες περιέχουν επίσης και ενισχυτικές ουσίες που προέρχονται από άλεσμα και κοσκίνισμα υάλων και κεραμικών μαζών, που προσομοιάζουν εκείνες των μικροϋβριδικών ρητινών



Εικόνα 9. 2 SEM μικρογραφία της μικροδομής νανόκοκκης ρητίνης

3.2 Αποτυπωτικά Υλικά

Η κατασκευή ενός καλουπιού ή ενός μοντέλου είναι ένα σημαντικό βήμα για πολλές διαδικασίες. Διάφοροι τύποι εκμαγείων και μοντέλων μπορούν να κατασκευαστούν από προϊόντα γύψου, χρησιμοποιώντας μια εντύπωση ή αρνητική ομοιότητα ως καλούπι για τον γύψο. Είναι στο εκμαγείο, που ο οδοντίατρος σχεδιάζει και κατασκευάζει αφαιρούμενες και σταθερές προσθέσεις. Έτσι, το εκμαγείο πρέπει να είναι μια ακριβής αναπαράσταση των στοματικών δομών (Anusavice, 1996).

Για την παραγωγή ακριβούς αποτύπωσης, τα υλικά που χρησιμοποιούνται για την παραγωγή αντιγράφων ενδοστοματικών και ορισμένων εξωσωματικών ιστών θα πρέπει να πληρούν τα ακόλουθα κριτήρια. Πρώτον, θα πρέπει να είναι αρκετά ρευστά, ώστε να προσαρμόζονται στον ιστό του στόματος και να είναι αρκετά παχύρρευστα ώστε να παραμένουν στο δισκάριο που δημιουργεί την αποτύπωση στο στόμα. Δεύτερον, ενώ βρίσκονται μέσα στη στοματική κοιλότητα, θα πρέπει να μετατραπούν σε ελαστικό στερεό σε εύλογο χρονικό διάστημα. Ιδανικά, ο συνολικός χρόνος στερεοποίησης πρέπει να είναι μικρότερος από 7 λεπτά. Τέλος, η σταθεροποιημένη αποτύπωση δεν πρέπει να παραμορφώνεται ή να σχίζεται όταν αφαιρείται από το στόμα και τα υλικά πρέπει να παραμένουν διαστασιακά σταθερά, έτσι ώστε να μπορεί να χυθεί το εκμαγείο (Anusavice, 1996).

Οι περιβαλλοντικές συνθήκες και τα χαρακτηριστικά του ιστού συχνά υπαγορεύουν την επιλογή των υλικών, την ποιότητα της αποτύπωσης και την ποιότητα του εκμαγείου (Anusavice, 1996).

Τα αποτυπωτικά υλικά μπορεί να ταξινομηθούν σε αντιστρεπτά ή μη αντιστρεπτά, ανάλογα με τον τρόπο με τον οποίο σταθεροποιούνται. Ο όρος μη αναστρεπτό υποδηλώνει ότι έχουν αναπτυχθεί χημικές αντιδράσεις, ωστόσο το υλικό δεν μπορεί να επανέλθει στην αρχική μορφή του όπως το φύραμα οξειδίου ψευδαργύρου και ευγενόλης, της αποτυπωτικής γύψου (Paris plaster), του αλγινικού υδροκolloειδούς που σταθεροποιούνται από χημικές αντιδράσεις και τα ελαστομερή αποτύπωσης που σταθεροποιούνται από πολυμερισμό. Από την άλλη αντιστρεπτά είναι τα υλικά που γίνονται μαλακότερα υπό την επίδραση θερμότητας και στερεοποιούνται όταν ψυκραθούν, χωρίς να λάβει χώρα κάποια χημική μεταβολή (Anusavice, 1996).

Ένας άλλος τρόπος ταξινόμησης των αποτυπωτικών υλικών βασίζεται στη χρήση τους. Κάποια αποτυπωτικά υλικά γίνονται άκαμπτα και δεν μπορούν να αφαιρεθούν πέρα από τις εγκοπές χωρίς να προκαλέσουν ρήγμα ή παραμόρφωση στις αποτυπώσεις. Αυτά τα ανελαστικά υλικά χρησιμοποιούνταν για όλες τις αποτυπώσεις πριν από την έλευση του άγαρ. Αν και απαρχαιωμένα για ασθενείς με δόντια, τα ανελαστικά υλικά παρουσιάζουν κάποια πλεονεκτήματα για την κατασκευή αποτυπώσεων για νωδούς ασθενείς. Πράγματι, το φύραμα οξειδίου ψευδαργύρου και ευγενόλης και η αποτυπωτική γύψος ονομάζονται βλεννοστατικά υλικά αποτύπωσης επειδή δεν συμπιέζουν τον ιστό κατά την αποτύπωση και συχνά χρησιμοποιούνταν για πλήρεις προσθέσεις οδοντοστοιχιών (Anusavice, 1996).

Τα ελαστικά αποτυπωτικά υλικά απαρτίζουν τη δεύτερη κατηγορία χρήσης. Αυτά τα υλικά έχουν τη δυνατότητα να αναπαράγουν πιστά τις μαλακές και σκληρές δομές του στόματος και παρά το γεγονός ότι για αποτυπώσεις νωδών, χρησιμοποιούνται ευρέως για τη δημιουργία εκμαγείων για σταθερές και αφαιρούμενες οδοντοστοιχίες (Anusavice, 1996).

3.2.1 Υδροκolloειδή Αποτυπωτικά Υλικά

Το κolloειδές μπορεί να υφίσταται υπό μορφή ιξώδους υγρού, γνωστού ως σόλης ή σε στερεή μορφή, που περιγράφεται ως γέλη. Τα κolloειδή υλικά που χρησιμοποιούνται για τη δημιουργία αποτυπώσεων είναι είτε το άγαρ είτε η αλγίνη, που διαλύονται στο νερό και ονομάζονται υδροκolloειδή. Το υδροκolloειδές υλικό αποτύπωσης βασίζεται σε κolloειδές

εναιώρημα πολυσακχαρίτη σε νερό. Σε μορφή σόλης υπάρχει τυχαία διάταξη αλυσίδας πολυσακχαριτών, ενώ σε μορφή γέλης οι μακριές αλυσίδες πολυσακχαριτών ευθυγραμμίζονται και το υλικό γίνεται ιξώδες και αναπτύσσει ελαστικές ιδιότητες.

3.2.1.1 Υδροκολλοειδές Άγαρ

Το άγαρ είναι ένα οργανικό, υδρόφιλο κολλοειδές (πολυσακχαρίτης), που προέρχεται από συγκεκριμένα είδη θαλάσσιων φυκιών, ενώ πρόκειται για ένα θειικό εστέρα ενός γραμμικού πολυμερούς γαλακτόζης (Anusavice, 1996; Καραμπάσης και συν., 2013).

Τα υδροκολλοειδές άγαρ είναι διαθέσιμο σε παρασκευάσματα, για χρήση σε δισκάρια και σύριγγα. Το υλικό παρέχεται ως γέλη σε πλαστικούς σωλήνες και περιέχει άγαρ (12% έως 15%), βόρακα (0,2%) για βελτίωση της αντοχής, θειικό κάλιο (1% έως 2%) για την παροχή κατάλληλων επιφανειών για την στερεοποίηση των εκμαγείων γύψου⁹, βενζοϊκό ακρύλιο (0,1%) ως συντηρητικά και χρωστικές και γευστικές ουσίες. Το κύριο συστατικό του σκευάσματος είναι το νερό (~ 85%). Η σύσταση της σύριγγας παρασκευάζεται με αύξηση της περιεκτικότητας σε νερό και μείωση της περιεκτικότητας σε άγαρ, με το εφαρμοζόμενο υλικό σύριγγας να έχει τα ίδια συστατικά αλλά χαμηλότερη συγκέντρωση άγαρ (6-8%) (Anusavice, 1996; O'Brien, 2002).

Οι μετασχηματισμοί από σόλη σε γέλη και αντίστροφα, εκκινούν από μεταβολές στη θερμοκρασία. Ωστόσο, η υδροκολλοειδής γέλη δεν μεταπίπτει στη μορφή σόλης στην ίδια θερμοκρασία, που στερεοποιείται, φαινόμενο που ονομάζεται υστέρηση. Η γέλη πρέπει να θερμανθεί σε μια υψηλότερη θερμοκρασία, τη θερμοκρασία ρευστοποίησης (70° -100°C), προκειμένου να επιστρέψει στη μορφή σόλης. Όταν ψύχεται το υλικό παραμένει σε μορφή σόλης πολύ κάτω από τη θερμοκρασία ρευστοποίησης. Μετατρέπεται σε γέλη μεταξύ των 37° και 50°C. Η χρονική υστέρηση μεταξύ της θερμοκρασίας σχηματισμού γέλης και της θερμοκρασίας ρευστοποίησης καθιστά εφικτή τη χρήση του υλικού από τους οδοντίατρους. Ο οδοντίατρος μπορεί να ρευστοποιήσει τη γέλη, να την τοποθετήσει στο δισκάριο αποτύπωσης, να χαμηλώσει τη θερμοκρασία, ώστε να είναι ανεκτή από τον ασθενή και να τη διατηρήσει στη ρευστή της μορφή, ώστε να αποτυπώσει τις λεπτομέρειες των στοματικών

⁹ Το θειικό κάλιο προστίθεται για να αντισταθμίσει την επιβράδυνση που προκαλούν στην πήξη τόσο ο βόρακας, όσο και το ίδιο το άγαρ.

δομών. Όταν είναι στο στόμα ψύχεται κάτω από τη θερμοκρασία του στόματος, ώστε να σχηματισθεί γέλη (Anusavice, 1996).

Χειρισμός

Το άγαρ κανονικά προετοιμάζεται πριν από τη χρήση, χρησιμοποιώντας ειδικά σχεδιασμένο λουτρό για την προετοιμασία (με ελεγχόμενη θερμοκρασία).

1. Στάδιο βρασμού ή τμήμα υγροποίησης

- Ο σωλήνας της γέλης μετατρέπεται σε ιξώδες υγρό μετά από δέκα λεπτά σε βραστό νερό 100 ° C.

- Το κολλοειδές διάλυμα πρέπει να είναι ομοιογενές και απαλλαγμένο από σβώλους.

- Κάθε φορά που το υλικό ξαναγίνεται υγρό, πρέπει να προστεθούν τρία λεπτά.

- Δεν πρέπει να επαναθερμαίνεται περισσότερο από τέσσερις φορές.

2. Στάδιο αποθήκευσης

- Η θερμοκρασία 65 - 68°C είναι ιδανική όταν το άγαρ μπορεί να αποθηκευτεί στην κατάσταση σόλης μέχρι να χρειαστεί.

3. Στάδιο σκλήρυνσης

- 46° C για περίπου δύο λεπτά με το υλικό που έχει τοποθετηθεί στο δισκάριο. Αυτό γίνεται για να μειωθεί η θερμοκρασία, έτσι ώστε να μπορεί να γίνει ανεκτή από τον ευαίσθητο στοματικό ιστό. Επίσης καθιστά το υλικό ιξώδες (Anusavice 1996; O'Brien, 2002; Sanjay Madhavan et al., 2015)

Το δισκάριο που περιέχει το σκληρυμένο υλικό αφαιρείται από το λουτρό. Η εξωτερική επιφάνεια του κολλοειδούς άγαρ αποξέεται, κατόπιν η παροχή ύδατος συνδέεται με το δισκάριο, το οποίο τοποθετείται στο στόμα. Το νερό κυκλοφορεί στους 18-21°C μέσω του δισκαρίου, έως ότου προκύψει ζελατινοποίηση. Η ταχεία ψύξη (π.χ., παγωμένο νερό) δεν συνιστάται επειδή μπορεί να προκαλέσει παραμόρφωση (Anusavice 1996; O'Brien, 2002; Sanjay Madhavan et al., 2015)

Ιδιότητες υδροκολλοειδούς άγαρ

1. Είναι βλεννοστατική αποτύπωση.

2. Παρέχει πολύ ακριβή αναπαραγωγή των λεπτομερειών επιφάνειας, διότι σε μορφή σόλης το άγαρ είναι αρκετά ρευστό.
3. Σε μορφή γέλης, το άγαρ είναι επαρκώς εύκαμπτο για να αφαιρεθεί εύκολα.
4. Οι εντυπώσεις με άγαρ είναι πολύ ακριβείς κατά την απομάκρυνση από το στόμα. Πρέπει να αποφεύγεται η αποθήκευση της αποτύπωσης άγαρ. Το εκμαγείο πρέπει να εγχέεται αμέσως. Η αποθήκευση στον αέρα προκαλεί αφυδάτωση (συρρίκνωση) και η αποθήκευση στο νερό έχει ως αποτέλεσμα τη διαστολή της αποτύπωσης. Απορροφά το νερό με τη διαδικασία γνωστή ως προσρόφηση. Το πήκτωμα μπορεί να χάσει νερό, εκκρίνοντας υγρό με μια διαδικασία, γνωστή ως συναίρεση. Κατά τη διάρκεια της συναίρεσης σχηματίζονται μικρές σταγόνες εκκρίσεων στην επιφάνεια του υδροκολλοειδούς και η διαδικασία λαμβάνει χώρα ανεξάρτητα από την ατμόσφαιρα που περιβάλλει την υγρασία. Εάν η αποθήκευση δεν μπορεί να αποφευχθεί, τότε θα πρέπει να περιοριστεί σε μία ώρα σε σχετική υγρασία 100% (με περιτύλιγμα σε υγρή πετσέτα).
5. Διαθέτει κακές μηχανικές ιδιότητες και χαμηλή αντοχή στο σχίσιμο, αλλά είναι καλύτερες από το αλγινικό.
6. Το υλικό είναι ιξωδοελαστικό, επομένως είναι σημαντικό να απομακρύνεται το δισκίο με γρήγορη κίνηση, πράγμα που ενισχύει την ελαστική ανάκτηση και μειώνει τη μόνιμη παραμόρφωση.
7. Είναι απαραίτητο να έχουμε λογικό πάχος, υλικού εντύπωσης για να περιορίσουμε την έκταση της παραμόρφωσης, που προκύπτει κατά την απομάκρυνση από την κατωφέρεια (Anusavice 1996; O'Brien, 2002).

Πλεονεκτήματα

Τα υλικά αποτύπωσης με άγαρ είναι φθηνά, δεν έχουν δυσάρεστες οσμές και είναι μη τοξικά και μη βακτηριακά. Δεν απαιτούν ένα προσαρμοσμένο δισκίο ή κόλλες, ενώ τα συστατικά δεν απαιτούν ανάμιξη. Αυτά τα υλικά είναι υδρόφιλα και μπορούν να χρησιμοποιηθούν παρουσία υγρασίας, είναι ικανά να μεταφέρουν το αίμα και τα σωματικά υγρά και εύκολα χύνεται σε πέτρα. Τα πέτρινα εκμαγεία απομακρύνονται εύκολα από τις υδροκολλοειδείς αποτυπώσεις (O'Brien, 2002; Sanjay Madhavan et al., 2015).

Μειονεκτήματα

Αυτά τα υλικά απαιτούν τη χρήση δαπανηρού εξοπλισμού και πρέπει να προετοιμαστούν εκ των προτέρων. Μπορούν να σχιστούν εύκολα, πρέπει να χυθούν αμέσως, είναι διαστασιακά ασταθής, μπορούν να χρησιμοποιηθούν μόνο για απλά εκμαγεία και δεν μπορούν να γαλβανιστούν. Η επιφάνεια των πέτρινων εκμαγείων θα αποδυναμωθεί από συνθέσεις που περιέχουν βόρακα (Anusavice 1996; O'Brien, 2002; Sanjay Madhavan et al., 2015).

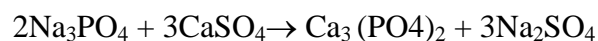
3.2.1.2 Αλγινικό αποτυπωτικό

Στα τέλη του προηγούμενου αιώνα, ένας Σκωτσέζος χημικός, ο William Wilding, δημιούργησε από θαλάσσια φύκια ένα νέο τύπο υδροκολλοειδούς με βάση το αλγινικό οξύ. Όταν το άγαρ έγινε σπάνιο λόγω του Β' Παγκοσμίου Πολέμου (η Ιαπωνία ήταν κύρια παραγωγός άγαρ), επιταχύνθηκε η έρευνα για την εξεύρεση ενός κατάλληλου υλικού. Το αποτέλεσμα ήταν το παρόν μη αντιστρεπτό υδροκολλοειδές. Η γενική χρήση του μη αντιστρεπτού υδροκολλοειδούς υπερβαίνει κατά πολύ των άλλων αποτυπωτικών υλικών. Οι κύριοι παράγοντες για την επιτυχή χρήση του έγκεινται στον εύκολο χειρισμό του, στο φιλικό προς τον ασθενή χαρακτήρα του και στο σχετικά χαμηλό κόστος του, εφόσον δεν απαιτεί πολύπλοκο εξοπλισμό (Anusavice, 1996).

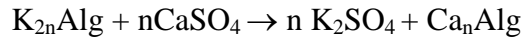
Σύνθεση

Τα αλγινικά διατίθενται ως σκόνες που περιέχουν αλγινικό νάτριο ή κάλιο (12% έως 15%) και διένυδρο θειικό ασβέστιο (8% έως 12%) ως αντιδραστήρια, φωσφορικό νάτριο (2%) ως επιβραδυντικό, όπως γη διατόμων για τον έλεγχο της ακαμψίας του στερεοποιημένου πηκτώματος, θειικό κάλιο ή φθοριούχα αλκάλια ψευδαργύρου (~ 10%) για την παροχή καλών επιφανειών σε μήτρες γύψου και χρωστικές και αρωματικές ουσίες (ίχνη) για αισθητικούς λόγους. Η περιεκτικότητα σε φωσφορικό νάτριο ρυθμίζεται από τον κατασκευαστή ώστε να παράγει αλγινικά κανονικής ή ταχείας στερεοποίησης.

Η σκόνη αναμιγνύεται με νερό για να ληφθεί μια πάστα. Δύο κύριες αντιδράσεις εμφανίζονται όταν η σκόνη αντιδρά με νερό κατά τη διάρκεια της ρύθμισης. Πρώτον, το φωσφορικό νάτριο αντιδρά με το θειικό ασβέστιο για να παρέχει επαρκή χρόνο εργασίας:



Όταν εξαντληθεί η παροχή φωσφορικού τρινατρίου, τα ιόντα ασβεστίου αρχίζουν να αντιδρούν με το αλγινικό κάλιο για να παράγουν αλγινικό ασβέστιο ως εξής:



Τα ιόντα ασβεστίου αντικαθιστούν τα ιόντα νατρίου σε παραπλήσια μόρια σχηματίζοντας ένα πολυμερές δίκτυο με σταυροειδείς δεσμούς, συχνά αποκαλούμενο «brush heap¹⁰». Το νερό εγκλωβίζεται σε ένα λαβύρινθο σταυροειδών δεσμών σχηματίζοντας τη δομή της γέλης. Το πρόσθετο άλας είναι γνωστό ως επιβραδυντής. Υπάρχουν ορισμένα διαλυτά άλατα που μπορούν να χρησιμοποιηθούν όπως φωσφορικό νάτριο ή κάλιο, οξαλικό κάλιο ή πυροφωσφορικό νάτριο. Τα τελευταία δύο είναι πλέον τα πιο κοινά. Η ποσότητα του επιβραδυντή πρέπει να ρυθμιστεί προσεκτικά για να εξασφαλιστεί ο σωστός χρόνος σχηματισμού γέλης (Anusavice, 1996; O'Brien, 2002).



Εικόνα 10. Ένα υλικό αποτύπωσης αλγινικού άλατος τοποθετημένο σε μεταλλικό δισκάριο και έτοιμο για παρουσίαση στον οδοντίατρο για εισαγωγή στο στόμα

Χειρισμός

Παρόλο που είναι εύκολα στη χρήση, απαιτείται προσοχή στο χειρισμό των υδροκολλοειδών του αλγινικού. Η σκόνη, που παρέχεται σε ένα κουτί, θα πρέπει να αναταράσσεται για αερισμό, ενώ μια μεζούρα σκόνης χρησιμοποιείται για ένα μέτρο νερού. Συνήθως με το προϊόν διατίθεται μια μεζούρα για τη σκόνη και ένας βαθμονομημένος κύλινδρος για το νερό. Ο χαμηλότερος λόγος N/Σ¹¹ αυξάνει την αντοχή, την αντοχή στο σχίσσιμο και μειώνει τους χρόνους εργασίας και στερεοποίησης και την ευελιξία. Η ψύξη του

¹⁰ Δηλαδή με τυχαία σύμπλεξη ινιδίων.

¹¹ Νερού/Σκόνης

νερού αυξάνει τους χρόνους λειτουργίας και στερεοποίησης. Η ανεπαρκής ανάμιξη έχει ως αποτέλεσμα ένα κοκκώδες μείγμα και μια κακή καταγραφή των λεπτομερειών. Επαρκής επάλειψη δίνει ένα ομαλό, κρεμώδες μίγμα με ελάχιστα κενά. Γενικά συνιστάται ένα λεπτό μίξιμο για το κανονικό υλικό και 45 δευτερόλεπτα για το υλικό που σταθεροποιείται γρήγορα. Τα αλγινικά έχουν σχετικά μικρό χρόνο εργασίας περίπου 2,5 λεπτά και σταθεροποιούνται περίπου 3,5 λεπτά μετά την ανάμιξη. Τα αλγινικά άλατα είναι τόσο ασταθή όσο τα υδροκolloειδή άγαρ, επειδή αμφοτέρωτα είναι πηκτώματα και υφίστανται συρρίκνωση ή διαστολή μετά από απώλεια ή αύξηση του ύδατος. Η αποθήκευση σε αέρα ή νερό έχει ως αποτέλεσμα σημαντική αλλαγή διαστάσεων. Ωστόσο, η αποθήκευση σε 100% υγρασία έχει ως αποτέλεσμα την ελάχιστη μεταβολή διαστάσεων. Ως εκ τούτου, το εκμαγείο πρέπει να εγχέεται αμέσως μετά την αφαίρεση της αποτύπωσης και τον καθαρισμό (Anusavice, 1996; O'Brien, 2002)

Πλεονεκτήματα

Τα υλικά αποτύπωσης αλγινικού άλατος είναι φθηνά, εύκολα να χειριστούν, διαθέτουν ευχάριστη γεύση, είναι ικανά να μεταφέρουν το αίμα και τα υγρά του σώματος, είναι υδρόφιλα και εγχέονται εύκολα σε πέτρα. (Anusavice, 1996; O'Brien, 2002; Καραμπάσης και συν., 2013).

Μειονεκτήματα

Τα αλγινικά σχίζονται εύκολα, πρέπει να εγχυθούν αμέσως μετά την αφαίρεση από το στόμα, έχουν περιορισμένη αναπαραγωγή λεπτομέρειας, είναι διαστασιακά ασταθή και μπορούν να χρησιμοποιηθούν μόνο για απλά εκμαγεία. Η συμβατότητα με το γύψο ποικίλλει ανάλογα με τις μάρκες αλγινικών και οδοντικών πετρών που χρησιμοποιούνται. Είναι ασύμβατα με πολλά υλικά μήτρας εποξειδικής ρητίνη (Anusavice, 1996; O'Brien, 2002; Καραμπάσης και συν., 2013).

3.2.2 Ελαστομερή Αποτυπωτικά Υλικά

Πέρα από τα κolloειδή αποτυπωτικά υλικά είναι ευρέως διαδεδομένα τα ελαστομερή αποτυπωτικά υλικά. Ως ελαστομερές υλικό ορίζεται κάθε είδος τεχνικού καουτσούκ που παρασκευάζεται βιομηχανικά, κάθε δηλαδή υλικό που οι φυσικές ιδιότητες του μοιάζουν με αυτές του φυσικού καουτσούκ, χωρίς να έχουν την ίδια χημική σύσταση. Τα ελαστομερή

αποτυπωτικά υλικά διακρίνονται σε τέσσερις βασικές κατηγορίες: 1. τα πολυσουλφίδια (μερκαπτάνες) 2. τα αποτυπωτικά υλικά σιλικόνης, τύπου συμπύκνωσης 3. τους πολυαιθέρες και 4. αποτυπωτικά υλικά σιλικόνης, τύπου προσθήκης (Anusavice, 1996; O'Brien, 2002; Καραμπάσης και συν., 2013).

3.2.2.1 Πολυσουλφίδια (Μερκαπτάνες)

Τα καουτσούκ πολυσουλφιδίου χρησιμοποιούνται ευρέως για την εφαρμογή σταθερής μερικής οδοντοστοιχίας, λόγω της υψηλής ακρίβειας και του σχετικά χαμηλού κόστους. Αυτά τα υλικά είναι χρήσιμα για πολλαπλές αποτυπώσεις, όταν απαιτείται επιπλέον χρόνος. Τα πολυσουλφίδια παρέχονται σε σωλήνες πάστας βάσης και πάστας καταλύτη, οι οποίες αναμιγνύονται μαζί. Τα πολυσουλφίδια είναι διαθέσιμα σε χαμηλά, μεσαία και υψηλά ιξώδη. (Anusavice, 1996; O'Brien, 2002; Καραμπάσης και συν., 2013).

Σύνθεση

Η βασική πάστα περιέχει το πολυμερές πολυσουλφιδίου, ενισχυτικά και πλαστικοποιητές. Το περιεχόμενο των ενισχυτικών (π.χ. οξείδιο του ψευδαργύρου, διοξείδιο του τιτανίου, σουλφίδιο ψευδαργύρου και διοξείδιο του πυριτίου) κυμαίνεται από 12% έως 50%. Τα ενισχυτικά και οι πλαστικοποιητές ελέγχουν την ακαμψία της πάστας. Ο επιταχυντής ή η πάστα καταλύτη περιέχει διοξείδιο του μολύβδου (30%), ενυδατωμένο οξείδιο του χαλκού ή οργανικό υπεροξείδιο ως καταλύτη, θείο (1% έως 4%) ως υποκινητή και φθαλικό διβουτύλιο ή άλλα μη αντιδραστικά έλαια (17%). Τα υλικά που περιέχουν ένα οργανικό υπεροξείδιο μπορεί να έχουν μειωμένη σταθερότητα διαστάσεων λόγω εξάτμισης του υπεροξειδίου (Anusavice, 1996; O'Brien, 2002).



Εικόνα 11. Σωληνάρια πάστας βάσης και πάστας καταλύτη

Χειρισμός

Αυτά τα υλικά βάσης και καταλύτη αναμιγνύονται σε ένα αναλώσιμο χαρτόνι ανάμιξης. Τα συστατικά αναμιγνύονται καλά με μια άκαμπτη κωνική σπάτουλα. Ο καταλύτης είναι σκοτεινός και η βάση είναι λευκή, επομένως η ευχερής ανάμιξη παρατηρείται όταν υπάρχει έλλειψη ραβδώσεων στο μείγμα. Ο επαρκής χρόνος ανάμιξης είναι 45 έως 60 δευτερόλεπτα. Ο χρόνος εργασίας είναι περίπου 5 έως 7 λεπτά, ο οποίος είναι επαρκής λαμβάνοντας υπόψη τους χρόνους ανάμιξης. Τόσο ο χρόνος εργασίας, όσο και ο χρόνος στερεοποίησης μειώνονται λόγω υψηλότερων θερμοκρασιών και υγρασίας. Μια τιμή 0,45% δίνεται για συρρίκνωση μετά από 24 ώρες. Μολύνουν μόνιμα τα ρούχα, ενώ μπορούν να γαλβανιστούν (Anusavice, 1996; O'Brien, 2002; Καραμπάσης και συν., 2013).

Πλεονεκτήματα

Τα πλεονεκτήματα των πολυσουλφιδίων περιλαμβάνουν το μεγάλο χρόνο εργασίας, την καλή αντοχή στο σχίσιμο, την καλή ροή πριν από τη στερεοποίηση, καλή αναπαραγωγή των λεπτομερειών επιφάνειας, υψηλή ευελιξία για ευκολότερη αφαίρεση γύρω από τις εγχοπές και χαμηλότερο κόστος σε σύγκριση με τις σιλικόνες και τους πολυαιθέρες.

Μειονεκτήματα

Τα μειονεκτήματα αυτών των υλικών περιλαμβάνουν την ανάγκη χρήσης ειδικών δισκαρίων, λόγω των μεγαλύτερων πιθανοτήτων στρέβλωσης, την κακή οσμής και τα διοξειδία του μολύβδου που λεκιάζουν τα ρούχα. Τα πολυσουλφίδια πρέπει να εγχέονται εντός 1 ώρας και δεν μπορεί να επαναληφθεί ή έγχυση (Anusavice, 1996; O'Brien, 2002).

3.2.2.2 Αποτυπωτικά υλικά σιλικόνης τύπου συμπύκνωσης

Τα υλικά αποτύπωσης από καουτσούκ σιλικόνης, τύπου συμπύκνωσης, χρησιμοποιούνται κυρίως για αποτυπώσεις σε σταθερή μερική οδοντοστοιχία. Είναι ιδανικά για επενδύσεις μιας μονάδας. Αυτά τα υλικά παρέχονται είτε ως συστήματα καταλυτών δύο παστών, είτε ως συστήματα πάστας-υγρού. Οι σιλικόνες συμπύκνωσης διατίθενται σε χαμηλά, μεσαία, υψηλά και πολύ υψηλά ιξώδη.

Σύνθεση

Η βασική πάστα συνήθως περιέχει πολυ (διμεθυλοσιλοξάνιο) μετρίως υψηλού μοριακού βάρους με τελικές υδροξυομάδες (-OH), ορθο-αλκυλοπυριτικό για διασύνδεση και ανόργανο ενισχυτικό. Μια πάστα θα περιέχει 30% έως 40% ενισχυτικό, ενώ ένα στόκος θα περιέχει έως και 75%. Η πάστα ή το υγρό καταλύτη συνήθως περιέχει έναν μεταλλικό οργανικό εστέρα, όπως οκταϊκό κασσίτερο ή διλαυρικό διβουτυλοκασσίτερο και ένα ελαιώδες αραιωτικό. Όταν παρασκευάζονται πάστες καταλύτη χρησιμοποιείται ένας παράγοντας πάχυνσης. Μερικές φορές ένας καταλύτης θα περιέχει τόσο το ορθο-αλκυλοπυριτικό όσο και τον μεταλλικό οργανικό εστέρα. Ο μεταλλικός οργανικός εστέρας καταλύει την αντίδραση. Ένα μέρος του πολυμερισμού περιλαμβάνει επέκταση της αλυσίδας με συμπύκνωση της τερματικής -OH ομάδας σε σιλοξάνιο. Το άλλο μέρος συνίσταται από σταυροσύνδεση μεταξύ αλυσίδων από το μόριο ορθοαλκυλοπυριτικού (Anusavice, 1996; O'Brien, 2002).

Χειρισμός

Ο χειρισμός των σιλικόνων συμπύκνωσης είναι ο ίδιος όπως για τα πολυσουλφίδια, εκτός του ότι το υλικό σιλικόνης μπορεί να παρέχεται ως βασική πάστα συν υγρό καταλύτη. Όταν παρέχεται με αυτή τη μορφή, συνιστάται συνήθως μια σταγόνα ανά ίντσα πάστας βάσης. Ο χρόνος στερεοποίησης (6 έως 8 λεπτά) είναι μικρότερος από αυτόν των πολυσουλφιδίων, ο οποίος προσφέρει κάποιο πλεονέκτημα στην εξοικονόμηση χρόνου καρέκλας¹². Είναι δυνατή η ηλεκτρολυτική επικάλυψη. Λόγω της υψηλής συρρίκνωσης του πολυμερισμού, η έγχυση του εκμαγείου ή της βαφής πρέπει να γίνει το συντομότερο δυνατό. Υψηλότερες θερμοκρασίες και η υγρασία συντομεύουν το χρόνο στερεοποίησης (Anusavice, 1996; O'Brien, 2002).

¹² Ο χρόνος που ο ασθενής παραμένει στην καρέκλα του οδοντιάτρου



Εικόνα 12. Πάστα βάσης και καταλύτη σιλικόνης τύπου συμπίκνωσης

Πλεονεκτήματα

Οι σιλικόνες συμπίκνωσης είναι καθαρά, ευχάριστα υλικά για τον ασθενή. Είναι εξαιρετικά ελαστικές και ο χρόνος στερεοποίησης μπορεί να ελεγχθεί με την ποσότητα του επιταχυντή. Η χρήση του συστήματος έκπλυσης βελτιώνει την ακρίβεια και εξαλείφει την ανάγκη για ένα προσαρμοσμένο δισκάριο.

Μειονεκτήματα

Αυτά τα υλικά τείνουν να είναι ανακριβή λόγω συρρίκνωσης κατά την παραμονή και θα πρέπει να εγχέονται εντός 1 ώρας. Είναι πολύ υδρόφοβα, απαιτούν ένα πολύ ξηρό περιβάλλον εργασίας και είναι δύσκολο να εγχυθούν σε πέτρα (Anusavice, 1996; O'Brien, 2002).

3.2.2.3 Αποτυπωτικά υλικά σιλικόνης τύπου προσθήκης

Οι σιλικόνες προσθήκης αντιπροσωπεύουν μια πρόοδο στην ακρίβεια έναντι των σιλικόνων συμπίκνωσης. Αυτό έχει επιτευχθεί με μια αλλαγή στις αντιδράσεις πολυμερισμού σε έναν τύπο προσθήκης και την απομάκρυνση ενός υποπροϊόντος αλκοόλης που εξατμίζεται προκαλώντας συρρίκνωση. Αυτά τα υλικά είναι διαθέσιμα ως συστήματα διπλής επικόλλησης σε τέσσερα ιξώδη ελαφριά, μεσαία, βαριά και στόκο και μια σειρά χρωμάτων, επιτρέποντας την παρακολούθηση του βαθμού ανάμιξης. Λόγω της υψηλής ακρίβειάς τους, τα υλικά αυτά είναι κατάλληλα για σταθερές και αφαιρούμενες μερικές

οδοντοστοιχίες. Έχουν εισαχθεί υδρόφιλα υλικά τα οποία αναφέρουν ότι περιέχουν τασιενεργά για να βελτιώσουν τα χαρακτηριστικά διαβροχής σε σύγκριση με τις μη τροποποιημένες σιλικόνες. Τα υλικά μονοφάσης έχουν διαμορφωθεί με αρκετή αραιή διάτμηση για να χρησιμοποιηθούν τόσο ως υλικά χαμηλού ιξώδους, όσο και ως υλικά υψηλού ιξώδους (Anusavice, 1996; O'Brien, 2002).

Σύνθεση

Αυτά τα υλικά βασίζονται σε προπολυμερή σιλικόνης με πλευρικές ομάδες βινυλίου και υδρογόνου, οι οποίες μπορούν να πολυμεριστούν με πολυμερισμό προσθήκης. Ονομάζονται επομένως βινύλιο ή σιλικόνες προσθήκης. Η αντίδραση στερεοποίησης παράγεται με ανάμιξη μιας πάστας που περιέχει το προπολυμερές βινυλο-πολυ (διμεθυλοσιλοξάνιο) με μία δεύτερη πάστα που περιέχει ένα προπολυμερές σιλοξανίου με πλευρικές ομάδες υδρογόνου. Ένας καταλύτης λευκοχρύσου, το χλωροπλατινικό οξύ, υπάρχει σε μία από τις πάστες και αρχίζει η αντίδραση πολυμερισμού προσθήκης. Παράλληλα, συμβαίνουν, άλλες αντιδράσεις που μπορεί να απελευθερώνουν αέριο υδρογόνο, το οποίο σε σπάνιες περιπτώσεις μπορεί να παράγει πόρωση. Μερικοί κατασκευαστές περιλαμβάνουν `απορροφητές υδρογόνου στις συστάσεις των υλικών τους, για την εξάλειψη αυτού του προβλήματος. Καθώς δεν παράγονται πτητικά παραπροϊόντα στην αντίδραση, οι σιλικόνες προσθήκης έχουν πολύ μεγαλύτερη σταθερότητα διαστάσεων από τις σιλικόνες συμπύκνωσης. Ορισμένοι κατασκευαστές περιλαμβάνουν έναν επιβραδυντή για την παράταση των χρόνων εργασίας και στερεοποίησης (Anusavice, 1996; O'Brien, 2002).

Χειρισμός

Οι σιλικόνες προσθήκης είναι ευχάριστες στο χειρισμό τους, όπως οι σιλικόνες συμπύκνωσης. Επειδή υπάρχει η πιθανότητα απελευθέρωσης υδρογόνου κατά τη στερεοποίηση, προστίθεται λεπτά διαμερισμένο παλλάδιο σε ορισμένα προϊόντα για να απορροφηθεί το υδρογόνο και να αποτραπεί η δημιουργία φυσαλίδων σε επιφάνειες πέτρας. Εάν ένα προϊόν δεν περιέχει απορροφητή υδρογόνου, πρέπει να περάσει μία ώρα πριν από τη χύτευση μήτρων και η αποτύπωση να παραμείνει όλη τη νύχτα, πριν χυθούν οι εποξειδικές μήτρες. Οι σιλικόνες προσθήκης μπορούν να γαλβανιστούν με χαλκό και ασημί (Anusavice, 1996; O'Brien, 2002).

Με πολλά προϊόντα διατίθενται αυτόματοι αναμικτήρες που παρέχουν γρήγορα, χωρίς φυσαλίδες μίγματα (βλ. Εικ. 13).



Εικόνα 13. Αποτυπωτικά Υλικά Σιλικόνης Τύπου Προσθήκης και Μίξερ

Πλεονεκτήματα

Οι σιλικόνες προσθήκης είναι εξαιρετικά ακριβείς και έχουν μεγάλη σταθερότητα διαστάσεων μετά τη στερεοποίηση. Η ανάκτηση από την παραμόρφωση κατά την αφαίρεση είναι εξαιρετική. Το υλικό παραμένει στο δισκίο των ασθενών με κλίση, δεν λεκιάζει τα ρούχα, έχει ευχάριστα χρώματα και μυρωδιές. Τα υλικά μπορούν να χυθούν 1 εβδομάδα μετά τη λήψη της αποτύπωσης και είναι δυνατές πολλαπλές χυτεύσεις.

Μειονεκτήματα

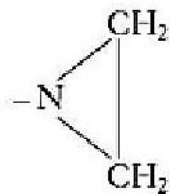
Ένα μειονέκτημα είναι η υψηλή τιμή του υλικού. Είναι πιο άκαμπτο από τις σιλικόνες συμπύκνωσης και είναι δύσκολο να αφαιρεθεί γύρω από τις εγχοπές. Έχει μέτρια αντοχή σχισίματος, καθιστώντας την απομάκρυνση από τις περιοχές των ούλων κάπως επικίνδυνη. Επιπλέον, μπορεί να απελευθερώσει αέριο υδρογόνο κατά τη στερεοποίηση, δημιουργώντας φυσαλίδες στις επιφάνειες της μήτρας αν δεν υπάρχει απορροφητής στο προϊόν. Τα υδρόφοβα υλικά είναι δύσκολο να ηλεκτρολυθούν και να χυθούν σε πέτρα. Επίσης, θείο σε γάντια από λάτεξ και φράγματα από καουτσούκ μπορεί να εμποδίσουν τον πολυμερισμό (Anusavice, 1996; O'Brien, 2002).

3.2.2.4 Πολυαιθέρες (αποτυπωτικά υλικά γλυκόζης)

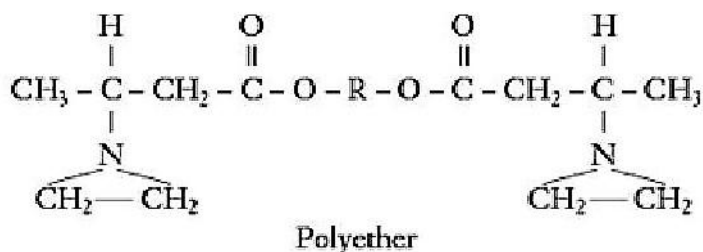
Τα καουτσούκ πολυαιθέρα χρησιμοποιούνται για ακριβείς αποτυπώσεις μερικών προετοιμασμένων δοντιών χωρίς σοβαρές κακώσεις. Η μεγάλη τους ακαμψία και ο μικρός χρόνος εργασίας περιορίζουν τη χρήση τους σε εντυπώσεις μερικών δοντιών. Οι πολυαιθέρες διατίθενται σε υλικά χαμηλού, μέσου και υψηλού ιξώδους (Anusavice, 1996; O'Brien, 2002).

Σύνθεση

Οι πολυαιθέρες παρέχονται ως συστήματα διπλής επικόλλησης. Η βασική πάστα περιέχει χαμηλού μοριακού βάρους πολυαιθέρα με τερματικές ομάδες αιθυλενίου-μίνης:



μαζί με πληρωτικά υλικά, όπως κολλοειδές διοξείδιο του πυριτίου, και πλαστικοποιητές:



Η πάστα καταλύτη περιέχει έναν εστέρα αρωματικού σουλφονικού οξέος συν έναν παράγοντα πάχυνσης για να σχηματίσει μία πάστα μαζί με τα ενισχυτικά:



Sulfonic ester

Όταν η βασική πάστα αναμειγνύεται με την πάστα του καταλύτη, ο ιονικός πολυμερισμός λαμβάνει χώρα με άνοιγμα δακτυλίου της ομάδας αιθυλενίου-μίνης και επέκταση της αλυσίδας. Η αντίδραση μετατρέπει την πάστα σε καουτσούκ.

Χειρισμός

Ο χειρισμός των πολυαιθέρων είναι παρόμοιος με αυτόν των πολυσουλφιδίων και σιλικόνων. Τα ίσα μήκη βάσης και πάστας καταλύτη αναμειγνύονται έντονα και γρήγορα (30 έως 45 δευτερόλεπτα), επειδή ο χρόνος εργασίας είναι σύντομος. Είναι εύκολο να αναμειχθούν. Οι αποτυπώσεις μπορούν εύκολα να επικαλυφθούν με ασήμι για να παράγουν

ακριβείς μήτρες. Πρέπει να λαμβάνονται προφυλάξεις για να αναμειχθεί καλά το υλικό και να αποφευχθεί η επαφή του καταλύτη με το δέρμα ή τον βλεννογόνο επειδή έχουν παρατηρηθεί αντιδράσεις ιστών (Anusavice, 1996; O'Brien, 2002).



Εικόνα 14. Μονοφασικό αποτυπωτικό υλικό πολυαιθέρα

Πλεονεκτήματα

Τα πλεονεκτήματα των πολυαιθέρων περιλαμβάνουν ευχάριστο χειρισμό και ευκολία ανάμειξης. Αυτά τα υλικά είναι πιο ακριβή από τα υλικά πολυσουλφιδίου ή συμπυκνωμάτων σιλικόνης. Έχουν καλή αναπαραγωγή λεπτομέρειας επιφάνειας και εύκολα χύνονται σε πέτρα. Αν παραμείνουν στεγνά, θα είναι διαστασιακά σταθερά για μια εβδομάδα.

Μειονεκτήματα

Τα μειονεκτήματα περιλαμβάνουν υψηλό κόστος, σύντομο χρόνο εργασίας και τοποθέτησης και υψηλή ακαμψία μετά τη στερεοποίηση, γεγονός που περιορίζει τη χρήση τους. Η πικρή γεύση τους είναι δυσάρεστη σε ορισμένους ασθενείς.

Η αποθήκευση των αποτυπωμάτων πολυαιθέρα είναι κρίσιμη, καθώς θα διαστρεβλωθούν εάν αποθηκεύονται σε νερό ή υψηλή υγρασία. Δεν μπορούν να παραμείνουν σε απολυμαντικά διαλύματα για μεγάλα χρονικά διαστήματα (Anusavice, 1996; O'Brien, 2002).

3.2.3 Μη ελαστικά αποτυπωτικά υλικά

3.2.3.1 Αποτυπωτικό Υλικό

Υπάρχουν δύο τύποι οδοντικών ενώσεων αποτυπωτικών υλικών όπως ορίζονται από την ADA. Ο τύπος I χρησιμοποιείται για τη λήψη εντυπώσεων και ο τύπος II χρησιμοποιείται για την προετοιμασία των δισκαρίων. Παρόλο που το εν λόγω υλικό έχει πέσει σε αχρηστία, μπορεί να χρησιμοποιηθεί για αποτυπώσεις πλήρους στεφάνης (Τύπου I), εντυπώσεις από μερικώς ή εντελώς νωδές σιαγόνες (Τύπος I) και δισκάρια αποτυπώσεως, στα οποία λαμβάνεται τελική αποτύπωση με άλλο υλικό (τύπος II). Το αποτυπωτικό υλικό είναι διαθέσιμο είτε σε κέικ, είτε σε ράβδους σε διάφορα χρώματα, από διάφορους κατασκευαστές (Anusavice, 1996; O'Brien, 2002).

Σύνθεση

Το αποτυπωτικό υλικό περιέχει πολλά συστατικά. Οι φυσικές ρητίνες, οι οποίες περιλαμβάνουν περίπου το 40% της σύνθεσης, καθιστούν την ένωση θερμοπλαστική. Το Shellac χρησιμοποιείται συχνά. Οι κηροί (περίπου 7%) εξασφαλίζουν επίσης θερμοπλαστικές ιδιότητες. Το στεατικό οξύ (περίπου 3%) δρα ως λιπαντικό και πλαστικοποιητής. Τα πληρωτικά και οι ανόργανες χρωστικές αντιπροσωπεύουν το υπόλοιπο 50% του σκευάσματος. Η γη διατομών, ο στεατίτης και η κοινή πούδρα (talc) είναι παραδείγματα κοινώς χρησιμοποιούμενων ενισχυτικών υλικών (Anusavice, 1996; O'Brien, 2002).

Θερμικές και μηχανικές ιδιότητες

Πρόκειται για ένα θερμοπλαστικό υλικό. Χρησιμοποιείται θερμό (45°C) και στη συνέχεια ψύχεται σε θερμοκρασία του στόματος (37°C), στην οποία είναι αρκετά άκαμπτο. Ο μηχανισμός στερεοποίησης είναι συνεπώς μια αναστρέψιμη φυσική διαδικασία και όχι μια χημική αντίδραση. Η οδοντιατρική ένωση περιορίζεται από τις θερμικές της ιδιότητες. Τα υλικά τύπου I έχουν ροή τουλάχιστον 85% στους 45°C και λιγότερο από 6% στους 37°C. Τα υλικά τύπου II ρέουν περίπου 70% στους 45°C αλλά λιγότερο από 2% στους 37°C. Και οι δύο τύποι γίνονται αρκετά πλαστικοί με μόνο 8°C αύξηση της θερμοκρασίας. Αυτά τα υλικά δεν είναι πολύ καλοί αγωγοί της θερμότητας, και ως εκ τούτου απαιτούν θερμική διαβροχή για να επιτευχθεί ομοιόμορφη θερμοκρασία σε όλη τη μάζα. Όταν θερμαίνονται ή ψύχονται,

μαλακώνουν ή σκληρύνουν γρήγορα στο εξωτερικό, αλλά απαιτείται χρόνος για να γίνει η θερμοκρασία ομοιόμορφη σε ολόκληρη τη μάζα. Αν η αποτύπωση απομακρύνεται από το στόμα προτού κρυώσει εντελώς, μπορεί να εμφανιστεί σοβαρή παραμόρφωση. Δεδομένου ότι τα υλικά αυτά περιέχουν ρητίνες και κήρους, έχουν υψηλούς συντελεστές θερμικής διαστολής και συστολής. Η συστολή από τη θερμοκρασία στόματος σε θερμοκρασία δωματίου μπορεί να είναι έως και 0,3%. Επομένως, οι διαστάσεις της προκύπτουσας αποτύπωσης θα μπορούσαν να διαφέρουν σημαντικά από εκείνες του στόματος. Επειδή η ένωση έχει τόσο υψηλό ιξώδες, είναι δύσκολο να καταγραφούν λεπτομέρειες (Anusavice, 1996; O'Brien, 2002).

Χειρισμός

Η σωστή χρήση της ένωσης ως υλικού αποτύπωσης απαιτεί σημαντική προσοχή στον χειρισμό. Η ένωση μαλακώνεται με θέρμανση σε φλόγα ή σε υδατόλουτρο. Πρέπει να ληφθεί μέριμνα για την αποφυγή της πτητικότητας συστατικών σε μια άμεση φλόγα. Το ζύμωμα στο νερό μπορεί επίσης να προκαλέσει αλλαγές στη σύνθεση και τις ιδιότητες ροής. Ως εκ τούτου, ο στόχος είναι η πλήρης θέρμανση χωρίς υπερβολικές θερμοκρασίες ή μεγάλες χρονικές περιόδους αποθήκευσης στο νερό. Χρησιμοποιείται ψεκάσμος νερού σε θερμοκρασία δωματίου για την ψύξη της εντύπωσης στο στόμα. Η ψύξη πρέπει να συνεχίζεται, μέχρις ότου η μάζα να είναι άκαμπτη για να μειώσει τη ροή του πλαστικού. Πρέπει επίσης να λαμβάνεται μέριμνα για την πρόληψη της υπερθέρμανσης και της καύσης των ιστών. Επίσης, το νερό ψύξης δεν πρέπει να είναι πολύ κρύο, για να αποφευχθεί το θερμικό σοκ. Για να διευκολυνθεί ο διαχωρισμός της πέτρας, η αποτύπωση πρέπει πρώτα να μαλακώσει με εμβάπτιση σε ζεστό νερό (Anusavice, 1996; O'Brien, 2002).



Εικόνα 15. Αποτυπωτικό υλικό σε μορφή κέικ ή ράβδων

Πλεονεκτήματα

Η οδοντιατρική αποτύπωση είναι συμβατή με τα υλικά μήτρας και μοντέλου και επιμεταλλώνεται εύκολα, για να σχηματίσει μήτρες ανθεκτικές στην τριβή.

Μειονεκτήματα

Ο χειρισμός του οδοντικού εμφυτεύματος είναι πολύ ευαίσθητος στην τεχνική αυτή. Αν δεν έχει προετοιμαστεί σωστά, τα πτητικά μπορούν να χαθούν με τη θέρμανση ή συστατικά χαμηλού μοριακού βάρους μπορεί να χαθούν κατά την εμβάπτιση σε υδατόλουτρο. Επίσης, το υπερβολικό υγρό ζύμωμα μπορεί να ενσωματώνει νερό στο μείγμα και να αλλάζει τις ιδιότητες ρευστότητας της ένωσης. Λόγω του υψηλού συντελεστή θερμικής διαστολής, οι διαστάσεις της εντύπωσης δεν είναι πιθανόν να είναι ίδιες με τις διαστάσεις στο στόμα. Αυτά τα υλικά είναι μη ελαστικά και μπορεί να παραμορφωθούν κατά την αφαίρεση από το στόμα. Τα εκμαγεία πρέπει να χυθούν εντός 1 ώρας (Anusavice, 1996; O'Brien, 2002).

3.2.3.2. Φύραμα οξειδίου ψευδαργύρου και ευγενόλης

Αυτό το υλικό διατίθεται στο εμπόριο σε σκόνη και υγρή μορφή και ως δύο πάστες. Μια πάστα, που ονομάζεται πάστα βάσης ή καταλύτη, περιέχει οξείδιο ψευδαργύρου (ZnO), έλαιο και υδρογονωμένο κολοφώνιο. Η δεύτερη πάστα, ο επιταχυντής, περιέχει περίπου 12%

έως 15% ευγενόλη, έλαια, κολοφώνιο και ένα πληρωτικό όπως κοινό τάλκ ή καολίνη. Αυτές οι δύο πάστες έχουν αντίθετα χρώματα, έτσι ώστε να μπορεί να προσδιοριστεί πότε οι πάστες αναμειγνύονται καλά (Anusavice, 1996; O'Brien, 2002).

Τα υλικά αυτά παρέχονται ως μαλακό ή σκληρό σετ. Τα ίσα μήκη των δύο παστών ή οι κατάλληλες ποσότητες σκόνης και υγρού αναμειγνύονται με μια σκληρή σπάτουλα σε ένα ειδικό χαρτόνι ή ένα γυάλινο πλακίδιο. Το μεικτό υλικό τοποθετείται σε μια προκαταρκτική αποτύπωση. Ο χρόνος στερεοποίησης μειώνεται λόγω αύξησης της θερμοκρασίας και/ή της υγρασίας. Είναι διαθέσιμες πάστες ουδεντενενόλης που περιέχουν καρβοξυλικά οξέα (π.χ. λαυρικό ή ορθο-αιθοξυβενζοϊκό οξύ) στη θέση της ευγενόλης για να αποφευχθεί η αίσθηση τσιμπήματος και καψίματος που βιώνουν ορισμένοι ασθενείς (Anusavice, 1996; O'Brien, 2002).

Χειρισμός

Αυτά τα υλικά συνήθως αναμειγνύονται σε ένα στρώμα ανάμιξης με μια σπάτουλα. Τα ίσα μήκη βάσης και καταλύτη απλώνονται στο στρώμα ανάμιξης. Τα συστατικά αναμειγνύονται επιμελώς με μία σκληρή σπάτουλα από ανοξείδωτο χάλυβα. Ο επαρκής χρόνος ανάμιξης είναι 45 έως 60 δευτερόλεπτα, μετά από τον οποίο το μείγμα πρέπει να εμφανιστεί χωρίς ραβδώσεις. Οι πάστες έχουν αρχικό χρόνο στερεοποίησης από 3 έως 5 λεπτά, ενώ ο χρόνος πήξης μειώνεται όσο αυξάνεται η θερμοκρασία ή/και η υγρασία. Το μοντέλο ή το εκμαγείο πρέπει να είναι κατασκευασμένο από γυψοσανίδα ή πέτρα. Μετά την τοποθέτηση της πέτρας, η αποτύπωση βυθίζεται σε ζεστό νερό (60°C) για να διευκολύνει την απομάκρυνσή της από το εκμαγείο (Anusavice, 1996; O'Brien, 2002).

Η σπάτουλα μπορεί να καθαριστεί με θέρμανση ή με σκούπισμα με διαθέσιμους διαλύτες.

Πλεονεκτήματα

Τα πλεονεκτήματα του οξειδίου του ψευδαργύρου-ευγενόλης περιλαμβάνουν την υψηλή ακρίβεια των αποτυπωμάτων μαλακού ιστού λόγω του χαμηλού ιξώδους του. Επιπλέον, το υλικό είναι σταθερό, έχει καλή αναπαραγωγή λεπτομερειών επιφάνειας και είναι φθηνό.

Μειονεκτήματα

Τα μειονεκτήματα αυτού του υλικού είναι ακαθαρσίες και ο μεταβλητός χρόνος στερεοποίησης λόγω θερμοκρασίας και υγρασίας. Η ουσία Eugenol ερεθίζει τους μαλακούς

ιστούς. Αυτό το υλικό είναι μη ελαστικό και μπορεί να σπάσει εάν υπάρχουν υποκλάσεις (Anusavice, 1996; O'Brien, 2002).

3.2.3.3 Αποτυπωτική γύψος(Paris plaster)

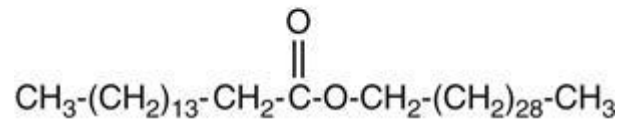
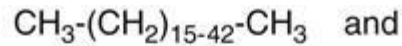
Η αποτυπωτική γύψος χρησιμοποιείται σπάνια ως υλικό αποτύπωσης τώρα που είναι διαθέσιμα ελαστομερή υλικά, αλλά μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως υλικό πλύσης (ένα λεπτό υλικό επένδυσης τοποθετημένο πάνω σε ένα σκληρότερο υλικό βάσης ή δίσκο) για επιφανειακές εντυπώσεις. Το κύριο συστατικό του γύψου είναι το ημιένυδρο θειικό ασβέστιο, το οποίο αντιδρά με νερό για να σχηματίσει διένυδρο θειικό ασβέστιο. Οι κατασκευαστές ενσωματώνουν πρόσθετα για να ρυθμίσουν το χρόνο ρύθμισης και τη διεύρυνση της ρύθμισης. Ο λόγος νερού/σκόνης (N/Σ), που συνιστά ο κατασκευαστής θα πρέπει να μετράται προσεκτικά. Η σκόνη θα πρέπει να ψεκάζεται μέσα στο νερό, να αφήνεται να καθίσει για 30 δευτερόλεπτα για να βρέξει τη σκόνη και στη συνέχεια να αναμιχθεί για τον ελάχιστο χρόνο που απαιτείται για την επίτευξη ομοιογενούς μίγματος. Η γύψος αποτύπωσης είναι άκαμπτη και θα σπάσει παρά θα λυγίσει, ενώ πρέπει να φυλάσσεται σε αεροστεγές δοχείο επειδή απορροφά νερό από τον αέρα και ο χρόνος πήξης του θα επηρεαστεί αρνητικά (Anusavice, 1996; O'Brien, 2002).

3.3 Κεριά

3.3.1 Σύσταση

Οι οδοντικοί κήροι αποτελούνται από ένα μίγμα συστατικών από φυσικές και συνθετικές πηγές. Τα φυσικά κεριά παράγονται από φυτά, που χρησιμοποιούνται σε κεριά καρναούμπα, έντομα, που χρησιμοποιούνται σε κεριά μέλισσας και ανόργανα άλατα, που χρησιμοποιούνται σε κεριά παραφίνης. Αυτοί οι φυσικοί κήροι αποδίδουν ιδιότητες στο κεριό, αλλά σπάνια χρησιμοποιούνται στην καθαρή μορφή τους. Συνενώνονται ή αναμιγνύονται με συνθετικά κεριά, κόμμεα, λίπη, έλαια, ρητίνες και χρωστικές ουσίες. Κάθε συστατικό προστίθεται για να επιτευχθούν οι φυσικές ιδιότητες που είναι επιθυμητές για την εφαρμογή του κεριού. Η χρήση του κεριού θα καθορίσει ιδιότητες που είναι επιθυμητές για την εφαρμογή του (Craig et al., 1965; Cicciu et al., 1984).

Τα συστατικά κεριά σε οδοντικά κεριά είναι συνήθως οργανικά μόρια με υψηλά μοριακά βάρη όπως φαίνεται στις ακόλουθες δομές:



Τα οργανικά μόρια στα κεριά αποτελούνται κατά κύριο λόγο από μεγάλες αλυσίδες που περιέχουν άνθρακα, υδρογόνο και οξυγόνο. Η κορυφαία δομή είναι ένας υδρογονάνθρακας (από παραφίνη), και η δομή πυθμένα είναι ένας εστέρας υψηλού μοριακού βάρους. Οι παρενθέσεις στις δομές δείχνουν επαναλαμβανόμενες μονάδες άνθρακα και υδρογόνου. Οι μακριές αλυσίδες επιτρέπουν στα κεριά να είναι εύκαμπτα σε θερμοκρασία δωματίου ή κολλώδη ως στερεά ή ως υγρά. Ιδιότητες όπως η σκληρότητα, η περιοχή τήξης και η ρευστότητα εξαρτώνται από τις ποσότητες των διαφόρων κηρών και τη μοριακή δομή των οργανικών μορίων στα μείγματα (Craig et al., 1965; Cicciu et al., 1984).

3.3.2 Ιδιότητες

3.3.2.1 Εύρος τήξης

Τα οδοντικά κεριά έχουν ένα εύρος θερμοκρασίας τήξης, ένα εύρος θερμοκρασιών στο οποίο κάθε συστατικό του κεριού θα αρχίσει να μαλακώνει και στη συνέχεια να ρέει. Τα εξαρτήματα με χαμηλότερα σημεία τήξης θα μαλακώσουν πρώτα. Τότε, καθώς η θερμοκρασία αυξάνεται, περισσότερα συστατικά θα μαλακώσουν και τελικά το κεριό θα ρεύσει. Επειδή το κεριό είναι ασταθές, ο χειριστής πρέπει να είναι προσεκτικός για να αποφευχθεί η παραμόρφωση του. Ο έλεγχος της θερμοκρασίας του κεριού επιτρέπει στον χειριστή τον έλεγχο του ιξώδους του κεριού. Σε πολλές περιπτώσεις, ο χειριστής δεν θέλει το κεριό να ρέει, αλλά μόνο να μαλακώνει. Μια πηγή φλόγας είναι απαραίτητη εάν επιθυμείται μια κατάσταση ρευστότητας (Craig et al., 1965; Cicciu et al., 1984).

3.3.2.2 Ρευστότητα

Ρευστότητα είναι η κίνηση του κεριού καθώς τα μόρια ολισθαίνουν μεταξύ τους. Καθώς αυξάνεται η θερμοκρασία του, το ιξώδες του μειώνεται, μέχρις ότου γίνει υγρό. Ο έλεγχος

της ρευστότητας και του εύρους τήξης, που παράγουν ένα ρευστό υλικό, είναι σημαντικό για το χειρισμό του κεριού. Εάν ένα κερί ήταν ικανό να ρέει σε θερμοκρασία δωματίου, θα ήταν πολύ δύσκολο να ελεγχθεί. Ωστόσο, ακόμη και σε θερμοκρασία στο στόμα, υπάρχει ένα σημείο στο οποίο η ροή είναι ανεπιθύμητη. Αν χρησιμοποιούσε κανείς κερί για αποτύπωση μέσω δαγκώματος, δεν θα ήθελε να ρέει στη θερμοκρασία του στόματος, προκαλώντας παραμόρφωση του κεριού. Είναι σημαντικό το κερί να μην απαιτεί θερμοκρασίες πολύ μεγαλύτερες από τη θερμοκρασία του στόματος για να μαλακώσει, διαφορετικά θα ήταν δυσάρεστο όταν τοποθετείται στο στόμα του ασθενούς. Ένα εύρος τήξης που είναι μόνο ελαφρώς υψηλότερο από τη θερμοκρασία του στόματος είναι επιθυμητό για αυτή την εφαρμογή κεριού. Για εργαστηριακούς σκοπούς, οι κήροι μπορεί να έχουν πολύ υψηλότερο εύρος τήξης. Ωστόσο, ακόμη και για εργαστηριακούς σκοπούς, οι περιοχές υψηλού σημείου τήξης μπορεί να είναι ανεπιθύμητες. Επί παραδείγματι για ένα κερί εγκιβωτισμού για αποτύπωση, είναι πολύ πιο επιθυμητό να διαμορφώνεται το κερί χρησιμοποιώντας τη θερμότητα των χεριών ή του ζεστού νερού, παρά να χρειάζεται η θέρμανση σε μια φλόγα (Craig et al., 1965; Cicciu et al., 1984).

3.3.2.3 Υπερβάλον υπόλειμμα

Είναι σημαντικό το σύνολο του κεριού να αφαιρεθεί από το αντικείμενο, επί του οποίου έχει λιώσει. Αν παραμένει υπερβάλον υπόλειμμα μετά την αφαίρεση του κεριού, αυτό μπορεί να οδηγήσει σε ανακρίβειες στο παραγόμενο αντικείμενο. Αυτό είναι ιδιαίτερα σημαντικό στην τεχνική καύσης του κεριού με πυράκτωση¹³, όταν το στρώμα κεριού λειάνεται έξω από το εκμαγείο επενδύσεως.

3.3.2.4 Αλλαγή διαστάσεων

Τα κεριά διαστέλονται όταν θερμαίνονται και συστέλλονται όταν ψύχονται. Η θερμική διαστολή και η συστολή τους είναι μεγαλύτερη, από εκείνη οποιουδήποτε άλλου οδοντικού υλικού. Αυτή η ιδιότητα είναι ιδιαίτερα σημαντική για τα κηρώδη μοντέλα. Εάν ένα κερί θερμαίνεται πολύ πάνω από το εύρος τήξης ή θερμαίνεται ανομοιόμορφα, θα προκύψει διαστολή πάνω από τα αποδεκτά πρότυπα. Οι κατασκευαστές παρέχουν οδηγίες σχετικά με

¹³ Lost wax pattern technic

τη θερμοκρασία και το χειρισμό των κηρών για την πρόληψη των ανακρίβειών στην τελική χύτευση (Craig et al., 1965; Cicciu et al., 1984).

3.3.2.5 Θερμική διαστολή

Όπως αναφέρθηκε, όταν θερμαίνονται τα κεριά, διαστέλονται σημαντικά. Αυτή η διαστολή μπορεί να ποσοτικοποιηθεί ως ποσοστό της αρχικής διάστασης του δείγματος. Συνήθως αναφέρεται ως μέρη ανά εκατομμύριο διαστολής ανά βαθμό Κελσίου της αύξησης της θερμοκρασίας του δείγματος. Ο αριθμός αυτός ονομάζεται «συντελεστής θερμικής διαστολής του κεριού», και όσο υψηλότερος είναι αυτός ο συντελεστής, τόσο μεγαλύτερη είναι η διαστολή καθώς θερμαίνεται το κεριό..

3.3.3 Ταξινόμηση κεριών

Τα κεριά ταξινομούνται σε 3 κατηγορίες ανάλογα με τη χρήση τους: σε κεριά για πρότυπα κεριά κατεργασίας και αποτυπωτικά κεριά. Τα κεριά για πρότυπα περιλαμβάνουν τα κεριά ενθέτων, που χρησιμοποιούνται για την κατασκευή ενθέτων, στεφανών και γεφυρών με τη μέθοδο της καύσης του κεριού με πυράκτωση και το κεριό χυτών, το οποίο αποτελεί το υλικό κατασκευής του κέρινου προπλάσματος για το μεταλλικό σκελετό μερικών οδοντοστοιχιών. Τα κεριά κατεργασίας περιλαμβάνουν τα κεριά εγκιβωτισμού, τα οποία χρησιμοποιούνται για τον εγκιβωτισμό των αποτυπωμάτων, εφόσον διευκολύνουν την πλήρωση με σκληρή γύψο και τα συγκολλητικά κεριά, που χρησιμοποιούνται για προσωρινή συγκόλληση στο εργαστήριο. Τέλος, τα αποτυπωτικά κεριά χρησιμοποιούνται για την αποτύπωση της λειτουργικής μορφής του βλεννογόνου της στοματικής κοιλότητας. Η σύσταση του αποτυπωτικού κεριού περιλαμβάνει υδρογονανθρακικά και φυτικά κεριά, κεριό μελισσών και ρητίνες. Η ρευστότητα του διαδραματίζει σημαντικό ρόλο στην επιτυχημένη χρήση του¹⁴. Αν και αποτυπώνει εξαιρετικά τη βλεννογόνο του στόματος, τα μειονεκτήματα του αφορούν αφενός στον αυξημένο χρόνο αποτύπωσης και αφενός στο ενδεχόμενο παραμόρφωσης της αποτύπωσης, όταν αυτό αφαιρείται (Μυστηρίδου και Καραβιώτη, 2009).

¹⁴ Στη θερμοκρασία του στόματος η ρευστότητα πρέπει να είναι 80-90%.

3.4 Λευκά Σφραγίσματα

Τα λευκά σφραγίσματα χρησιμοποιούνται συνήθως για μπροστινά δόντια και χρησιμοποιούνται όλο και περισσότερο για τα πίσω δόντια. Υπάρχουν δύο κύριοι τύποι λευκών σφραγισμάτων που χρησιμοποιούνται σήμερα από τους οδοντιάτρους: τα συνθετικά σφραγίσματα και υαλοιονομερή σφραγίσματα.

3.4.1 Συνθετικά σφραγίσματα

Τα συνθετικά που χρησιμοποιούνται για τα σφραγίσματα δοντιών είναι γενικά κατασκευασμένα από πυρίτιο ή σωματίδια γυαλιού συνδεδεμένα με πολυμερή ρητίνη. Τα πολυμερή που χρησιμοποιούνται ως ρητίνη σε σύνθετα υλικά για σφραγίσματα, βασίζονται στο μονομερές μεθακρυλικό οξύ. Η πολυμερής ρητίνη συνήθως ενισχύεται με υαλώδες ενισχυτικό μεταξύ 35 και 85%. Η διαδικασία που χρησιμοποιείται για την τοποθέτηση ενός συνθετικού σφραγίσματος σε ένα δόντι περιλαμβάνει διάφορα στάδια. Πρώτον, πρέπει να προετοιμαστεί το δόντι. Χαράσσεται με οξύ για να απομακρυνθούν τα υπολείμματα και εφαρμόζεται ένα συγκολλητικό, ως κόλλα. Στη συνέχεια, ο διαλύτης στο συγκολλητικό εξατμίζεται και η κοιλότητα γεμίζεται με ένα στρώμα συνθετικού. Αυτό το στρώμα σκληρύνεται με την εφαρμογή φωτός - μια διαδικασία, που ονομάζεται φωτοθεραπεία. Το φως αναγκάζει τα μονομερή μόρια να αντιδρούν μεταξύ τους και να συνδεθούν μεταξύ τους για να σχηματίσουν μια στερεή ρητίνη (Chan et al., 2010; Zimmerly et al, 2010).

Η ρητίνη συρρικνώνεται λίγο κατά τη διάρκεια του πολυμερισμού, έτσι ώστε να προστεθούν αρκετές διαδοχικές σύνθετες στιβάδες και να φωτοπολυμεριστούν. Η φωτοθεραπεία είναι χρήσιμη, επειδή επιτρέπει στον οδοντίατρο να εργάζεται με το υλικό, να το κατασκευάζει και να το διαμορφώνει σωστά, πριν εκτεθεί στο φως. Όταν ο οδοντίατρος είναι έτοιμος, το σφράγισμα μπορεί να σκληρυνθεί αμέσως με το φωτοπολυμερισμό. Τέλος, το σφράγισμα στιλβώνεται (Chan et al., 2010; Zimmerly et al, 2010).

Πλεονεκτήματα

Το χρώμα και η υφή των συνθετικών σφραγισμάτων μπορούν να προσαρμοστούν στα δόντια του ασθενούς, ενώ μπορεί να χρησιμοποιηθούν για να αλλάξουν ακόμα και το σχήμα και το μέγεθος του δοντιού για να βελτιώσουν το χαμόγελο. Επιπρόσθετα, δεν περιέχουν υδράργυρο και είναι κατάλληλα για μπροστινά δόντια και μικρές οπές στα πίσω δόντια, όπου

το φορτίο μάσησης δεν είναι υπερβολικά μεγάλο και η εμφάνιση είναι κρίσιμη. Τέλος, χρειάζεται μικρότερη αφαίρεση δοντιού σε σχέση με τα αμαλγαμάτινα σφραγίσματα (Chan et al., 2010; Zimmerly et al, 2010).

Μειονεκτήματα

Είναι λιγότερο ανθεκτικά από το αμάλαμα και όχι αρκετά ισχυρά για να αντέχουν τις δυνάμεις μάσησης στο πίσω μέρος του στόματος. Υπόκεινται σε συρρίκνωση και χαλάρωση όταν το υλικό τοποθετείται, πράγμα που οδηγεί στο σχηματισμό ενός μικρού διάκενου μεταξύ του δοντιού και του σφραγίσματος. Δεν μπορούν να χρησιμοποιηθούν για μεγάλα σφραγίσματα και φθείρονται ταχύτερα από το αμάλαμα. Εάν η επίστρωση είναι πάρα πολύ μεγάλου πάχους, το πολυμερές μπορεί να διαχωριστεί από την επιφάνεια του δοντιού, πράγμα που αποδυναμώνει το δεσμό μεταξύ του σφραγίσματος και του δοντιού. Η τεχνική χάραξης με οξύ απομακρύνει τα ορυκτά από την οδοντίνη στο δόντι και μπορεί να την εξασθενήσει. Η τερηδόνα και τα σύνθετα σφραγίσματα έχουν κακή αντίθεση με το περιβάλλον τους στις ακτίνες X, γεγονός που δυσχεραίνει τον οδοντίατρο στο να εντοπίσει νέες περιοχές αποσύνθεσης. Το σφράγισμα ενός δοντιού με σύνθετα υλικά, είναι μια ακριβέστερη διαδικασία και χρειάζεται περισσότερος χρόνος για να εκτελεστεί από ένα σφράγισμα αμαλγάματος, ενώ τα συνθετικά σφραγίσματα μπορεί να κοστίζουν περισσότερο (Chan et al., 2010; Zimmerly et al, 2010).

3.4.2 Υαλοιονομερή σφραγίσματα

Τα υαλοιονομερή σφραγίσματα είναι παρόμοια με τα συνθετικά σφραγίσματα, επειδή χρησιμοποιούν επίσης πολυμερή ρητίνη. Ωστόσο, το υλικό σφραγίσματος περιέχει ιόντα στροντίου, φωσφορικά και φθοριούχα ιόντα (Chan et al., 2010; Zimmerly et al, 2010).

Πλεονεκτήματα

Το μεγάλο πλεονέκτημα αυτού του υλικού είναι ότι αλληλεπιδρά με το σμάλτο και την οδοντίνη στο δόντι και σχηματίζει μια εξαιρετική σφράγιση μεταξύ του σφραγίσματος και του δοντιού. Μια πραγματική βιολογική και χημική σύνδεση σχηματίζεται με το δόντι και αυτό μειώνει την ευαισθησία του σφραγισμένου δοντιού. Ένα άλλο πλεονέκτημα των υαλοιονομερών σφραγισμάτων είναι ότι τα ιόντα φθορίου από το υλικό του σφραγίσματος απελευθερώνονται συνεχώς, μέσω της αντίδραση τους με το σάλιο. Αυτά τα ιόντα φθορίου

είναι δίπλα στα δόντια και μπορούν να αντιδράσουν με το σμάλτο, πράγμα που βοηθά στην ενίσχυση των δοντιών και αποτρέπει την περαιτέρω αποσύνθεση (Chan et al., 2010; Zimmerly et al, 2010).

Μειονεκτήματα

Τα μειονεκτήματα των υαλοϊονομερών υλικών είναι ότι δεν είναι τόσο καλαίσθητα, όσο τα συνθετικά υλικά και είναι αδύναμα υπό κανονικές δυνάμεις μάσησης (Chan et al., 2010; Zimmerly et al, 2010).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4.

Κεραμικά Υλικά

4.1 Ιστορική Αναδρομή

Η λέξη κεραμικό προέρχεται από τον ελληνικό όρο κέραμος, που σημαίνει "αγγείο ή αγγειοπλαστική". Η αποκαταστατική οδοντιατρική μπορεί να ανιχνευθεί στις απαρχές της αιγυπτιακής εποχής. Η οδοντιατρική υπήρχε στην Ετρουρία, αλλά παρέμεινε σχετικά υπανάπτυκτη μέχρι τον 18^ο αιώνα. Εκείνη την εποχή οι οδοντικές προθέσεις κατασκευάζονταν από ανθρώπινα δόντια, δόντια ζώων σκαλισμένα στο μέγεθος και το σχήμα του ανθρώπινου δοντιού και πορσελάνη. Τα ανθρώπινα δόντια ήταν δύσκολο να προμηθευτούν και ήταν ιδιαίτερα ακριβά. Τα δόντια των ζώων, από την άλλη πλευρά, διαβρώνονταν εύκολα λόγω των φυσικών σιελογόνων παραγόντων. Ο John Greenwood χρησιμοποίησε δόντια ιπποπόταμου για την οδοντοστοιχία του George Washington. Η επιθυμία για ένα αισθητικό και ανθεκτικό υλικό οδήγησε στη χρήση πορσελάνης¹⁵ στην οδοντιατρική (Shah and Bal, 2016). Η πορσελάνη είχε μια μεγάλη ποικιλία εφαρμογών μέσα στους αιώνες: η κινεζική πορσελάνη κατασκευάστηκε ήδη από τον 9^ο αιώνα, ενώ η γαλλική και η αγγλική αριστοκρατία στον 18^ο αιώνα χρησιμοποιούσαν πορσελάνη ως σκεύη στο καθημερινό τραπέζι (Anusavice, 1996; Shah and Bal, 2016). Η εισαγωγή της πορσελάνης στην οδοντιατρική από τον Alexis Duchateau το 1774, είναι μία από τις σημαντικότερες ιστορικές εξελίξεις στην οδοντιατρική. Επιπλέον, υπάρχουν αναφορές ότι το 1728 ο Γάλλος οδοντίατρος Fuchard χρησιμοποίησε ψημένο σμάλτο (Anusavice 1996; Volpato et al., 2010; Shah and Bal, 2016).

Ο Duchateau, ένας γαλλικός φαρμακοποιός, ήταν δυσαρεστημένος με τις οδοντοστοιχίες του καθώς λεκιάζονταν. Παρατήρησε ότι από την άλλη πλευρά τα γυάλινα κεραμικά σκεύη του φαίνονταν ανθεκτικά στις χημικές ουσίες και στην άλεση. Αυτή ήταν ίσως η πηγή της ρηξικέλευθης ιδέας του, να φτιάξει για τον ίδιο ένα σύνολο μεταλλικών οδοντοστοιχιών. Το κύριο πρόβλημα που έπρεπε να ξεπεράσει ο Duchateau ήταν η μεγάλη συστολή θέρμανσης της πορσελάνης. Προσπάθησε να το επιλύσει με τη χρήση υπερμεγέθων μοντέλων, ωστόσο η

¹⁵ Για μια ειδική κατηγορία κεραμικών υλικών έχει καθιερωθεί το όνομα πορσελάνη, επειδή το τελικό προϊόν ψησίματος της κεραμικής ουσίας μοιάζει με το γυαλισμένο όστρακο των πορσελανίων, τα οποία είναι μικρά μαλακόστρακα των θερμών θαλασσών.

προσπάθεια του κατέστη σε μεγάλο βαθμό ανεπιτυχής. Ήταν επιτυχής μόνο μετά τη συνεργασία του με έναν οδοντίατρο, που ονομάζεται Nicolas Dubois de Chemant, μετά τη συμβολή, του οποίου, η μέθοδος κατασκευής βελτιώθηκε σημαντικά. Η πρώτη κορώνα από πορσελάνη αναπτύχθηκε από τον Land το 1903 (Shah and Bal, 2016).

Η αυξημένη ζήτηση για αισθητική οδήγησε στην ανάπτυξη ολοκεραμικών αποκαταστάσεων. Ο McLean προσέθεσε οξειδίο του αργιλίου σε αστριούχα πορσελάνη, προκειμένου να αναπτύξει ένα ανώτερο οδοντικό υλικό. Η προσθήκη οξειδίου του αργιλίου βελτίωσε τις φυσικές και μηχανικές ιδιότητες, ωστόσο το υλικό φαίνεται ότι εξακολουθούσε να είναι εξαιρετικά εύθραυστο. Το υλικό επίσης δεν είχε αντοχή σε εφελκυσμό, αντοχή στη φθορά, χρειαζόταν μια πορσελάνη επικάλυψης και είχε μικρή περιθωριακή προσαρμογή. Οδήγησε όμως, στην ανάπτυξη μιας κεραμικής αποκατάστασης, που θα μπορούσε να αντέξει την παραμόρφωση χωρίς να διασπαστεί (Anusavice 1996, Shah and Bal, 2016).

Χρήση των κεραμικών στην οδοντιατρική

Πέραν των μηχανικών τους ιδιοτήτων, τα κεραμικά είναι δυνατό να αποκτήσουν το σχήμα και χρώμα, που αρμόζει σε κάθε περίπτωση. Η πορσελάνη στην οδοντιατρική απαρτίζεται από μια υαλώδη πυριτική μήτρα (άστριοι), εντός της οποίας έχουν διασκορπιστεί ορυκτά κρυσταλλικά ορυκτά άλατα¹⁶. Επιπρόσθετα, εμπεριέχονται κάποιες ποσότητες μεταλλικών οξειδίων, τα οποία παίζουν ρόλο είτε χρωστικών, είτε αρτυμάτων κράσης.

Η οδοντιατρική πορσελάνη είναι ένας από τους ταχύτερα αναπτυσσόμενους τομείς της έρευνας και ανάπτυξης οδοντικών υλικών. Κατά τη διάρκεια των τελευταίων δύο δεκαετιών έχουν αναπτυχθεί πολλοί τύποι κεραμικών με διάφορες μεθόδους επεξεργασίας. Αυτά τα υλικά χρησιμοποιούνται για να σχηματίσουν ένθετα, επένθετα, και όψεις, για να επενδύσουν μεταλλικούς σκελετούς και ακίνητες προσθετικές εργασίες όπως μεταλλοκεραμικές στεφάνες και γέφυρες, για την κατασκευή δοντιών σε μερικές ή και ολικές οδοντοστοιχίες κ.α. Η αυξημένη ζήτηση για την ανάπτυξη υλικών, που προσομοιάζουν το φυσικό χρώμα των δοντιών, οδήγησε σε αυξημένη ζήτηση για κεραμικές και πολυμερείς αποκαταστάσεις και μειωμένη ζήτηση αμαλγάματος και χυτών μετάλλων (Anusavice 1996, Shah and Bal, 2016).

4.2 Ταξινόμηση

Τα οδοντιατρικά κεραμικά μπορούν να ταξινομηθούν με βάση:

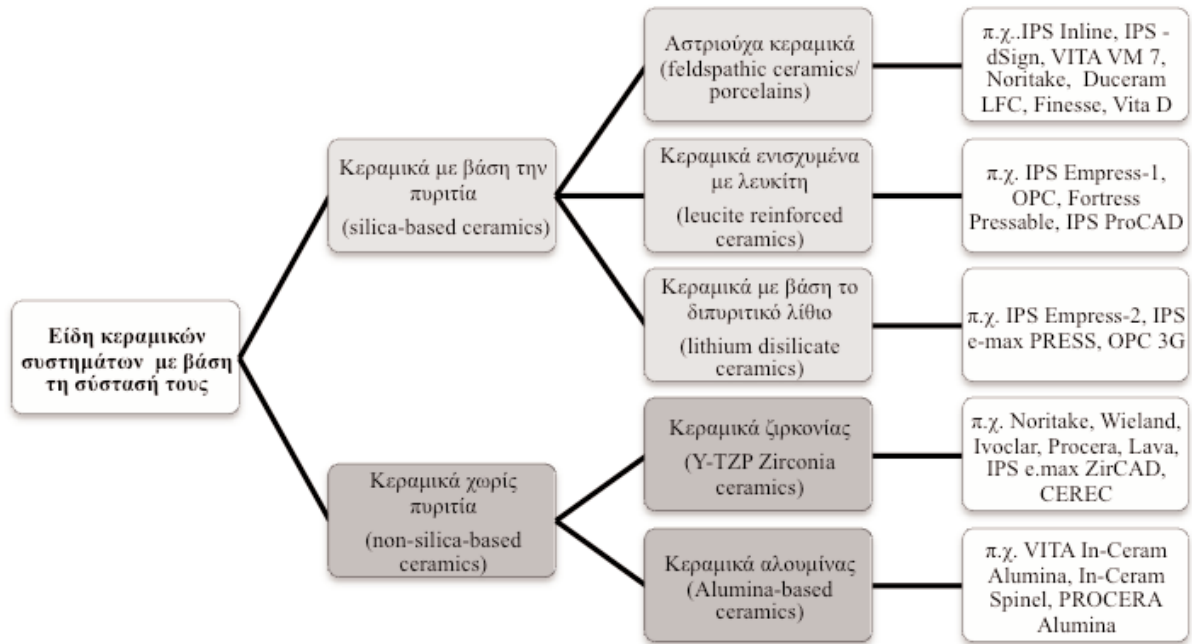
¹⁶ Χαλαζίας

1. Χρήσεις ή ενδείξεις (π.χ. πρόσθια, οπίσθια κορώνα, σταθερή πρόσθεση, κεραμική κηλίδα, στίλβωμα)
2. Σύνθεση
3. Κύρια φάση μήτρας κρυστάλλου (γυαλί από πυρίτιο, πορσελάνη άστριου, που βασίζεται σε λευκίτη, γυάλινο κεραμικό με βάση το λευκίτη, υαλοκεραμικό βασισμένο σε διπυριτικό λίθιο, αλουμινική πορσελάνη, αλουμίνα, αλουμίνα με έγχυση από γυαλί, αλουμίνα/ ζirkόνια με έγχυση από γυαλί)
4. Μέθοδος επεξεργασίας (χύτευση, πυροσυσσωμάτωση, μερική πυροσυσσωμάτωση και διείσδυση γυαλιού, χύτευση ολίσθησης και πυροσυσσωμάτωση, θερμή ισοστατική πίεση, άλεση CAD-CAM)
5. Τεχνική πυρόλυσης (υπερφόρτωση, χαμηλή τήξη, μέτρια τήξη και υψηλή τήξη)
6. Μικροδομή (άμορφο γυαλί, κρυσταλλικά, κυσταλλικά σωματίδια σε μήτρα)
7. Διαφάνεια (αδιαφανές, ημιδιαφανές, διαφανές)
8. Αντοχή στη θραύση (χαμηλή, μέτρια, σκληρή)
9. Ομαλότητα επιφάνειας (σύγκριση σε σχέση με το σμάλτο, έναντι του σμάλτου των δοντιών) (Anusavice 1996, Shah and Bal, 2016).

4.2.1 Μικροδομική Ταξινόμηση

Στο μικροδομικό επίπεδο, μπορούμε να διακρίνουμε τα κεραμικά από τη φύση της σύστασης τους. Μπορεί να υπάρχει άπειρη μεταβλητότητα των μικροδομών των υλικών, αλλά μπορούν να καταταχθούν σε τέσσερις βασικές κατηγορίες σύστασης, με μερικές υποομάδες:

- **Κατηγορία σύστασης 1:** Συστήματα με βάση το γυαλί (κυρίως πυρίτιο),
- **Κατηγορία σύστασης 2:** Συστήματα με βάση το γυαλί (κυρίως διοξείδιο του πυριτίου) με ενισχυτικά (filler), συνήθως κρυσταλλικά (συνήθως λευκίτη ή, πιο πρόσφατα, διπυριτικό νάτριο)
- **Κατηγορία σύστασης 3:** Κρυσταλλικά συστήματα με ενισχυτικά γυαλιού (κυρίως αλουμίνα)
- **Κατηγορία σύστασης 4:** Πολυκρυσταλλικά στερεά (αλουμίνα και ζirkόνια) (Shenoy and Shenoy, 2010).



Εικόνα 16. Ταξινόμηση κεραμικών συστημάτων ανάλογα με τη σύστασή τους (Κοντονασάκη και συν., 2013)

4.2.1.1 Συστήματα με βάση το γυαλί

Τα συστήματα με βάση το γυαλί κατασκευάζονται από υλικά που περιέχουν κυρίως διοξείδιο του πυριτίου (επίσης γνωστό ως πυριτία ή χαλαζία), το οποίο περιέχει διάφορες ποσότητες αλουμίνιας.

Τα αργιλοπυριτικά που βρίσκονται στη φύση, τα οποία εμπεριέχουν διάφορες ποσότητες καλίου και νατρίου, είναι γνωστά ως άστριοι. Οι άστριοι τροποποιούνται με διάφορους τρόπους για να δημιουργήσουν το γυαλί που χρησιμοποιείται στην οδοντιατρική, ενώ κατασκευάζονται επίσης και συνθετικές μορφές αλουμινιοπυριτικών γυαλιών (Shenoy and Shenoy, 2010).

4.2.1.2 Συστήματα με βάση το γυαλί με ενισχυτικά (fillers)

Αυτή η κατηγορία υλικών περιλαμβάνει πολλές και διαφορετικές αναλογίες υάλου και κρυστάλλου, καθώς και τύπους κρυστάλλων, τόσο πολύ, ώστε να μπορεί να υποδιαιρείται σε τρεις ομάδες. Η σύνθεση του γυαλιού είναι ουσιαστικά η ίδια με την κατηγορία καθαρού γυαλιού. Η διαφορά έγκειται στο ότι έχουν προστεθεί, είτε έχουν αναπτυχθεί στην υαλώδη μήτρα, ποικίλες ποσότητες διαφόρων τύπων κρυστάλλων. Οι κύριοι τύποι κρυστάλλων σήμερα είναι λευκίτη, διπυριτικό λίθιο ή φθοροαπατίτης (Shenoy and Shenoy, 2010).

Υποκατηγορία 1.

Πρόκειται για γυαλί αστρίου, με χαμηλή προς μέτρια περιεκτικότητα σε λευκίτη. Αυτά τα υλικά έχουν ονομαστεί «πορσελάνες αστρίου» από προεπιλογή. Παρόλο που άλλες κατηγορίες εμπεριέχουν γυαλί αστρίου, είναι αυτή η κατηγορία, που οι περισσότεροι εννοούν όταν λένε «πορσελάνες αστρίου».

Υποκατηγορία 2.

Γυαλί με υψηλή περιεκτικότητα σε λευκίτη (περίπου 50%). Και πάλι, η υαλώδης φάση βασίζεται σε ένα αργιλοπυριτικό γυαλί. Αυτά τα υλικά έχουν αναπτυχθεί τόσο σε μορφή σκόνης /υγρού, όσο και σε μηχανοποιημένες και συμπιεζόμενες μορφές (Shenoy and Shenoy, 2010).

Υποκατηγορία 3.

Ο υαλοκέραμος διπιπριτικού λιθίου είναι ένας νέος τύπος κεραμικού υάλου, που δημιουργήθηκε από την Ivoclar ως IPS Empress® II (ονομαζόμενο τώρα IPS e.max®), όπου στο γυαλί αργιλοπυριτικού έχει προστεθεί οξείδιο λιθίου (Shenoy and Shenoy, 2010).

4.2.1.3 Κρυσταλλικά συστήματα με ενισχυτικά γυαλιού

Η μερικώς πυροσυσσωματωμένη αλουμίνα εισήχθη το 1988 και κυκλοφορεί στο εμπόριο με την ονομασία In-Ceram. Το σύστημα αναπτύχθηκε ως εναλλακτική λύση στα συμβατικά μεταλλικά κεραμικά και γνώρισε μεγάλη κλινική επιτυχία (Shenoy and Shenoy, 2010; Κοντονασάκη και συν., 2013).

4.2.1.4 Πολυκρυσταλλικά στερεά

Αυτά τα κεραμικά μονοφασικά, είναι υλικά τα οποία σχηματίζονται από την άμεση πυροσυσσωμάτωση των κρυστάλλων μαζί, χωρίς οποιαδήποτε παρεμβαλλόμενη μήτρα, προκειμένου να σχηματίσουν μια πυκνή, πολυκρυσταλλική δομή χωρίς αέρα και γυαλί. Υπάρχουν πολλές διαφορετικές τεχνικές επεξεργασίας που επιτρέπουν την κατασκευή πλαισίων οξειδίου αργιλίου ή οξείδιο ζirkονίας (Shenoy and Shenoy, 2010).

4.2.2 Ταξινόμηση με βάση την τεχνική επεξεργασίας

Ένας πιο φιλικός προς το χρήστη και απλοϊκός τρόπος ταξινόμησης των κεραμικών, που χρησιμοποιούνται στην οδοντιατρική είναι ο τρόπος επεξεργασίας τους. Είναι σημαντικό να

σημειωθεί ότι όλα τα υλικά μπορούν να υποβληθούν σε επεξεργασία με ποικίλες τεχνικές. Αλλά, γενικά, για την οδοντιατρική, μπορούν να ταξινομηθούν ως:

1. Συστήματα σκόνης/υγρού, βασιμένα στο γυαλί
2. Χυτευόμενα θερμοσυμπιεζόμενα υαλοκεραμικά (hot-pressed ή heat-pressed) με ή χωρίς κρυσταλλικά ενισχυτικά
3. Κεραμικά μηχανοποιημένης σχεδίασης και κοπής CAD/CAM (Shenoy and Shenoy, 2010; Κοντονασάκη και συν., 2013).

4.2.2.1 Συστήματα σκόνης/υγρού, βασιμένα στο γυαλί

Αυτές είναι οι πορσελάνες που κατασκευάζονται ως αισθητικό υλικό επικάλυψης αποκαταστάσεων κατασκευασμένων από μέταλλο, αλουμίνα ή ζirkονία.

4.2.2.2 Χυτευόμενα θερμοσυμπιεζόμενα υαλοκεραμικά (hot-pressed ή heat-pressed) με ή χωρίς κρυσταλλικά ενισχυτικά

Το Vitabloc Mark II για το CEREC και οι μηχανοποιημένες εκδόσεις του IPS Empress είναι τα πρωτογενή υλικά που διατίθενται σε αυτή την ταξινόμηση. Αυτά τα υλικά είναι κατάλληλα για αποκαταστάσεις ένθεσης και επένθεσης, πρόσθιες στεφάνες και όψεις, και πιθανώς κινούμενες κορώνες (Shenoy and Shenoy, 2010).

4.2.2.3 Κεραμικά μηχανοποιημένης σχεδίασης και κοπής CAD/CAM

Τα υλικά αλουμίνας αυτής της ταξινόμησης είναι η Procera, η οποία είναι στερεά πυροσυσσωματωμένη αλουμίνα και η In-Ceram, η οποία είναι διηθημένη από γυαλί. Αυτά τα υλικά λειτουργούν καλά ως πυρήνες για μεμονωμένες κορώνες που είναι επενδυμένες με σκόνη/υγρό με βάση το γυαλί (πορσελάνη) (Shenoy and Shenoy, 2010).

4.3 Υαλοκέραμοι

Οι υαλοκέραμοι αναπτύχθηκαν για πρώτη φορά από την Corning Glass Works στα τέλη της δεκαετίας του 1950. Σύμφωνα με τον McLean, οι πρώτες εργασίες στους υαλοκέραμους πραγματοποιήθηκαν από τον Mac Culloch, αλλά το έργο του δεν έλαβε μεγάλη προσοχή. Οι περαιτέρω έρευνες από τους Grossman και Adair κατέληξαν στην ανάπτυξη ενός κεραμικού συστήματος, που περιέχει τετραπυριτικό φθόριο.

Καταρχήν, σχηματίζεται μια μάζα όσο το υλικό είναι υγρό, ενώ κατά την ψύξη δημιουργείται ένα μετασταθές γυαλί. Κατά τη διάρκεια μιας επακόλουθης θερμικής επεξεργασίας, πραγματοποιείται ελεγχόμενη κρυσταλλοποίηση, με πυρήνωση και ανάπτυξη εσωτερικών κρυστάλλων. Αυτή η διαδικασία μετατροπής από ένα γυαλί σε ένα μερικώς κρυσταλλικό γυαλί ονομάζεται *creaming*. Έτσι, ένα υαλοκεραμικό είναι ένα πολυφασικό στερεό, που περιέχει μία υπολειμματική υαλώδη φάση, με μια κρυσταλλική φάση διασκορπισμένη σε λεπτά στρώματα. Η ελεγχόμενη κρυστάλλοποίηση του γυαλιού καταλήγει στο σχηματισμό μικροσκοπικών κρυστάλλων, που κατανέμονται ομοιόμορφα σε όλο το γυαλί. Ο αριθμός των κρυστάλλων, ο ρυθμός ανάπτυξής τους και συνεπώς το μέγεθός τους ρυθμίζονται από το χρόνο και τη θερμοκρασία της θερμικής κατεργασίας (Shenoy and Shenoy, 2010).

Η σύσταση του είναι ως εξής: 45-70% SiO_2 , 8-20% MgO , 8-15% MgF_2 , 5-35% $\text{R}_2\text{O} + \text{RO}$, όπου το R_2O έχει ένα εύρος μεταξύ 5-25% και αποτελείται από τουλάχιστον ένα από τα ακόλουθα οξείδια: 0-20% K_2O , 0-23% Rb_2O και 0-25% Cs_2O για τη βελτίωση της διαφάνειας και RO , το οποίο κυμαίνεται μεταξύ 0-20% και αποτελείται από τουλάχιστον ένα από τα ακόλουθα οξείδια: SrO , BaO και CdO . Πρόσθετα συστατικά μπορεί να συνεισφέρουν έως και 10% Sb_2O_5 και / ή μέχρι 5% των παραδοσιακών υαλωδών χρωστικών (Shenoy and Shenoy, 2010).

Υπάρχουν δύο σημαντικές πτυχές για τον σχηματισμό της κρυσταλλικής φάσης: η πυρήνωση κρυστάλλων και η ανάπτυξη κρυστάλλων. Η θερμική κατεργασία που είναι γνωστή ως *creaming* αποτελείται από δύο στάδια: το γυαλί θερμαίνεται σε μια θερμοκρασία, όπου σχηματίζονται πυρήνες (750°- 850°C) και η θερμοκρασία αυτή διατηρείται για χρονικό διάστημα που κυμαίνεται από 1 έως 6 ώρες, έτσι ώστε να σχηματιστούν κρυσταλλικοί πυρήνες στο γυαλί (διαδικασία γνωστή ως πυρήνωση). Στη συνέχεια, η θερμοκρασία αυξάνεται στο σημείο κρυσταλλοποίησης (1000-1150°C) και η θερμοκρασία αυτή διατηρείται για μια περίοδο που κυμαίνεται από 1 έως 6 ώρες μέχρις ότου ληφθεί το επιθυμητό επίπεδο κρυστάλλων (διαδικασία γνωστή ως κρυστάλλοποίηση) (Shenoy and Shenoy, 2010).

4.4 Κεραμικά που χρησιμοποιούνται στην οδοντιατρική

4.4.1 Πορσελάνες Άστριου

Έχουν γραφτεί αρκετές μελέτες για τη σύνθεση της οδοντικής πορσελάνης, οι οποίες περιγράφουν τη σύνθεση πορσελάνης άστριου, ως πορσελάνη επικάλυψης σε κεραμικές και μεταλλοκεραμικές κορώνες. Περιγράφουν πως τροποποιήθηκε το αρχικό μείγμα χαλαζία-καολινίτη-άστριου μέσω της αφαίρεσης του μουλίτη και του ελεύθερου χαλαζία, και της παράλληλης αύξησης των οξειδίων του νατρίου και των οξειδίων αλκαλικών γαιών, ως διατομικών τροποποιητών του γυαλιού, για τη βελτίωση των ημιδιαφανών ιδιοτήτων και τη διατήρηση της αντοχής του. Έχουν επίσης προστεθεί παράγοντες ροής για να μειώσουν τις θερμοκρασίες τήξης και να διευκολύνουν το χειρισμό των υλικών στο οδοντιατρικό εργαστήριο. Αυτά τα υλικά είναι τώρα ουσιαστικά υαλώδη. Η περιεκτικότητα σε K_2O επίσης μεταβλήθηκε, προκειμένου να υπάρχει συμβατότητα με το συντελεστή θερμικής διαστολής των μεταλλικών κραμάτων, που χρησιμοποιούνται στις οδοντικές μεταλλοκεραμικές τεχνικές. Η αύξηση της περιεκτικότητας σε K_2O επέτρεψε μεγαλύτερη αναλογία κρυστάλλων λευκίτη (συντελεστής θερμικής διαστολής $27 \times 10^{-6}/^{\circ}C$), που οδήγησε στο συνολικό συντελεστή θερμικής διαστολής να ανέρχεται περίπου σε $13,5-15,5 \times 10^{-6}/^{\circ}C$.

Οι πορσελάνες άστριου, που χρησιμοποιούνται σε όλα τα κεραμικά συστήματα, έχουν συντελεστές θερμικής διαστολής, που κυμαίνονται από $5,5-7,5 \times 10^{-6}/^{\circ}C$, όταν χρησιμοποιούνται σε υλικά πυρήνα από χυτευόμενους υάλους ή υλικά με βάση την αλουμίνα και, έως $16 \times 10^{-6}/^{\circ}C$ όταν χρησιμοποιούνται σε νεότερα συμπιεζόμενα συστήματα λευκίτη (Spiller, 2012b).

4.4.2 Συστήματα Λευκίτη

Ο λευκίτης έχει χρησιμοποιηθεί ευρέως ως συστατικό των κεραμικών της οδοντιατρικής, για την τροποποίηση του συντελεστή θερμικής διαστολής. Αυτό είναι ιδιαίτερα κρίσιμο, όταν το κεραμικό υλικό πρέπει να συντηχθεί ή να ψηθεί πάνω σε μέταλλο. Η πρόσφατη εισαγωγή του ενισχυμένου συστήματος συμπιεζόμενου λευκίτη IPS Empress, θέτει το λευκίτη σε διαφορετικό ρόλο. Αυτό το υλικό βασίζεται σε ένα αυξημένο όγκο λεπτών σωματιδίων λευκίτη, προκειμένου να αυξήσει την αντοχή στην κάμψη. Σήμερα είναι διαθέσιμες για τις μεταλλοκεραμικές αποκαταστάσεις, παρόμοιες εκδοχές, που χρησιμοποιούν διασκορπισμένα σωματίδια λευκίτη για να αυξήσουν την ανθεκτικότητα, την

αντοχή και να τροποποιήσουν τα πρότυπα και τα ποσοστά φθοράς, ώστε να γίνουν παρόμοια με τα ποσοστά φθοράς του σμάλτου (Spiller, 2012b).

4.4.3 Ανάπτυξη μεταλλοκεραμικών & ολοκεραμικών κατασκευών

4.4.3.1 Μεταλλοκεραμικές κατασκευές

Αν και παρείχε υψηλή διαφάνεια, η πορσελάνη άστριου παρουσίασε μεγάλη μηχανική ευθραυστότητα, που αποδίδεται στην κρυσταλλική της δομή, όταν χρησιμοποιείται στο στοματικό περιβάλλον. Οι εκτεταμένες αποκαταστάσεις, κατασκευασμένες από καθαρή πορσελάνη, καταστρέφονταν εύκολα λόγω της διάδοσης των ρωγμών ή ελαττωμάτων, που προέκυπταν κατά την εργαστηριακή επεξεργασία. Αυτή η κλινική παρατήρηση οδήγησε στην εισαγωγή μεταλλικών υποδομών, που συνδυάζονταν με τα κεραμικά, προκειμένου να αντισταθμιστεί η χαμηλή αντοχή της πορσελάνης στη θραύση. Η ένωση αυτή έγινε γνωστή ως μεταλλοκεραμική κατασκευή και αποτελεί ένα ορόσημο στην τεχνολογική πρόοδο των οδοντιατρικών υλικών (Volpato et al., 2010).



Εικόνα 17. Αριστερά μεταλλοκεραμική στεφάνη, δεξιά μεταλλοκεραμική γέφυρα

Πλέον η πορσελάνη μπορούσε να χρησιμοποιηθεί σε εκτεταμένες σταθερές αποκαταστάσεις. Το γεγονός αυτό έθεσε σε κίνηση μια σειρά εξελίξεων: βελτιωμένες τεχνικές επεξεργασίας κεραμικών, σχηματισμοί πορσελάνης μεσαίας και υψηλής σύντηξης και εισαγωγή ηλεκτρικών κλιβάνων κενού. Η χρήση μεταλλοκεραμικών προθέσεων τα τελευταία 50 χρόνια έχει ελαχιστοποιήσει το πρόβλημα με την ευθραυστότητα της πορσελάνης. Ωστόσο, το αισθητικό τους δυναμικό ήταν περιορισμένο λόγω της παρουσίας του μετάλλου, εφόσον το μεταλλικό πλαίσιο λειτουργεί ως φραγμός στην μετάδοση του φωτός, δίνοντας στην προσθετική οδοντική αποκατάσταση μια ακαλαίσθητη αδιαφανή όψη, με την παρουσία σκουρόχρωσης στην τραχηλική περιοχή της αποκατάστασης (Volpato et al., 2010).

4.4.3.2 Ολοκεραμικές κατασκευές

Σύμφωνα με τον Hickel και τον Manhart, για την κατασκευή αποκαταστάσεων χωρίς μέταλλα χρησιμοποιήθηκαν κεραμικά υλικά όπως το σπινέλλιο, η αλουμίνα και τα ενισχυμένα με διπυριτικό λίθιο υαλοκεραμικά. Η εισαγωγή νέων μοντέλων θεραπείας, υλικών και τεχνικών αποκατάστασης, βελτίωσε τη μακροζωία και την αισθητική των σταθερών οδοντικών αποκαταστάσεων. Οι μεταλλοκεραμικές αποκαταστάσεις σε πολλές μελέτες επέδειξαν καλή μακροζωία, ωστόσο πολλοί επιστήμονες υποστήριξαν ότι υπήρξε κάποια δυσκολία στη μίμηση της φυσικής αισθητικής, ειδικά σε περιοχές όπου υπήρχε περιορισμένος χώρος για επένδυση υλικού (Shah and Bal, 2016). Άλλοι ερευνητές κατέδειξαν ότι οι κορώνες χωρίς μέταλλο, επέτρεψαν τη διατήρηση του χρώματος των μαλακών ιστών, ώστε να είναι παρόμοιο με το φυσικό ούλο, σε σύγκριση με τη πορσελάνη που ήταν συντηγμένη με μέταλλο (Manicone et al., 2007).



Εικόνα 18. Ολοκεραμική γέφυρα τριών τεμαχίων

Το πλεονέκτημα των ολοκεραμικών αποκαταστάσεων, είναι η ικανότητα του υλικού να επιτύχει τη βέλτιστη αισθητική, ωστόσο η έλλειψη μηχανικής σταθερότητας ιστορικά τις κατέστησε κατάλληλες μόνο για μεμονωμένες στεφάνες. Οι ολοκεραμικές αποκαταστάσεις, που συνδύαζαν αισθητικό υλικό επικάλυψης πορσελάνης και ισχυρούς κεραμικούς πυρήνες, ήταν σε θέση να αντισταθούν στο σπάσιμο κατά τη διάρκεια της λειτουργίας καθώς και στον βρυγμό/βρουξισμό, τόσο στην πρόσθια όσο και στην οπίσθια περιοχή.

Τα αισθητικά υλικά επικάλυψης πορσελάνης αποτελούνται τυπικά από γυαλί ή κρυσταλλική φάση οξειδίου του αλουμινίου, φθοροαπατίτη ή λευκίτη και τα υλικά που χρησιμοποιούνται για πυρήνες αποτελούνται από διπυριτικό λίθιο, οξείδιο αργιλίου ή οξείδιο ζirkονίου. Η χρήση αυτών των υλικών προσαρμόζει την αποκατάσταση από άποψη μορφής και αισθητικής. Το οξείδιο ζirkονίου (ζirkόνιο) είναι ένα από τα πιο σταθερά κεραμικά και έχει αντοχή σε κάμψη και τιμές αντοχής σε θραύση περίπου 900 MPa και $9 \text{ MPa m}^{1/2}$, τιμές σχεδόν δύο φορές υψηλότερες από εκείνες που παρουσιάζουν τα υαλοκεραμικά και η

αλουμίνα (InCeram Alumina). Παράλληλα, οι ολοκεραμικές αποκαταστάσεις είχαν σημαντικά χαμηλότερο ποσοστό επιβίωσης σε σύγκριση με τις μεταλλοκεραμικές. Τα ποσοστά αποτυχίας ανέρχονταν σε 11,4% σε 5 χρόνια για τις ολοκεραμικές στεφάνες και σε 5,6% για τις μεταλλοκεραμικές. Ο συνηθέστερος λόγος για την αστοχία ήταν το σπάσιμο μεταξύ του σκελετού και του κεραμικού υλικού επίστρωσης, ωστόσο, οι αστοχίες των οξειδίων του ζirkονίου οφείλονταν κυρίως σε βιολογικούς και τεχνικούς παράγοντες, και όχι σε κάταγμα του πλαισίου. Η συνηθέστερη βιολογική επιπλοκή, που αναφέρεται είναι η απώλεια της ζωτικότητας των δοντιών σε μια περίοδο 5 ετών (Shah and Bal, 2016).

4.4.4 Χυτευόμενα υαλοκεραμικά

Η ανάπτυξη των υαλοκεραμικών από την Corning Glass Works στα τέλη της δεκαετίας του '50, οδήγησε στη δημιουργία ενός οδοντιατρικού κεραμικού συστήματος βασισμένου στην ενίσχυση του γυαλιού με διάφορες μορφές μαρμαρυγίας (mica) (Spiller, 2012b). Τα χυτευόμενα υαλοκεραμικά, όπως ονομάστηκαν, άρχισαν να χρησιμοποιούνται τη δεκαετία του '80, για την κατασκευή ολοκεραμικών αποκαταστάσεων, όψεων, ενθέτων και επενθέτων. Η παραγωγή τους συνίσταται αφενός σε χύτευση κέρινων προπλασμάτων και αφετέρου στην ελεγχόμενη κρυσταλλοποίηση κατά την όπτηση (ceraming: 6 ώρες, 1070 °C), ενώ πρόκειται για υλικά που καθιστούν αναγκαία είτε φάση υάλωσης, είτε αισθητικό υλικό επικάλυψης (veneer). Το πιο διαδεδομένο, κυκλοφόρησε υπό την εμπορική ονομασία Dicoor και εμπεριείχε ποσοστό κρυστάλλων μαρμαρυγίας $K(MgFe)_3(OH)_2AlSi_3O_{10}$ 50%. Η ρύθμιση του μεγέθους και του σχήματος των κρυστάλλων ήταν αποτέλεσμα της θερμικής κατεργασίας, ενώ η διαφορετική μορφολογία τους συνεπάγονταν διαφορετικές μηχανικές ιδιότητες. Παρά το πολύ καλό αισθητικό αποτέλεσμα που παρήγαγαν, παράγοντες όπως η μικρή αντοχή του υλικού στην κάμψη και τα μειωμένα ποσοστά επιτυχίας σε μεμονωμένες στεφάνες, οδήγησαν στη γρήγορη απόσυρση του από την κλινική πράξη. Σχεδόν εκείνο το διάστημα έκανε την εμφάνιση του ένα νέο υαλοκεραμικό, το Ceraparl. Η σύσταση του συνίστατο σε κρυστάλλους απατίτη $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$ και $Li_2O-Al_2O_3-CaO-SiO_2$, ενώ και αυτό αποσύρθηκε σύντομα από την κλινική πρακτική, λόγω της χαμηλής μηχανικής του αντοχής (Κοντονασάκη και συν., 2013).

4.4.5 Αλουμίνα (Al_2O_3)

4.4.5.1 Γενικά

Η αλουμίνα (οξειδίο του αλουμινίου) βρίσκεται σε συνδυασμό με το πυρίτιο σε γυαλιά που απαντούν στη φύση και ονομάζονται άστριοι, ενώ αλουμίνα υπάρχει σαν πρωτογενές ορυκτό και λαμβάνει διάφορες μορφές (Spinel, Kyanite, Andalusite, Sillimanite, Mullite, Corderite) (Κοντονασάκη και συν., 2013). Η αλουμίνα χρησιμοποιείται ως σταθεροποιητής για τη βαφή γυαλιού, εφόσον ενεργεί ως ένα είδος πλαισίου ή σκελετού. Αυτό το πλαίσιο σκληραίνει το γυαλί κατά τη διάρκεια της όπτησης και καθιστά λιγότερο πιθανό το ενδεχόμενο να υποχωρήσει. Η συμπερίληψη κρυσταλλικών δομών μετασχηματίζει το γυαλί σε πορσελάνη, η οποία είναι πολύ πιο σκληρή και λιγότερο επιρρεπής σε θραύση, σε σχέση με το γυαλί, που δεν διαθέτει τέτοια μήτρα. Η αλουμίνα είναι σε μορφή πηλού, όπως σχεδόν όλα τα κεραμικά προϊόντα, όπως τα σεργίτσια και η πορσελάνη. Προστίθεται στην οδοντιατρική πορσελάνη με τη μορφή οξειδίου του αργιλίου. Τα ίχνη μετάλλων δίνουν χρώμα γυαλιού, με το κοβάλτιο να προσδίδει ένα μπλε χρώμα, το χρυσό να μεταδίδει κόκκινο και ο χαλκός πράσινο. Αυτά τα μέταλλα προστίθενται ως οξειδία και έχουν ιδιότητες τήξης, αλλά δεν είναι αλκαλικά μέταλλα. Τα κοβάλτιο, ο χρυσός και ο χαλκός προστίθενται σε τόσο μικρές ποσότητες, ώστε δεν θεωρούνται ροές για τον υπολογισμό των τύπων γυαλιού. Τα οξειδία του ζirkονίου και του τιτανίου προσθέτουν αδιαφάνεια στο γυαλί και δημιουργούν μια κρυσταλλική δομή μέσα σε ένα διαφορετικά διαφανές γυαλί. Αυτή η δομή διαχέει το φως και δημιουργεί μια γαλακτώδη ή καθαρή λευκή εμφάνιση ανάλογα με την ποσότητα του χρησιμοποιούμενου οξειδίου του ζirkονίου ή του τιτανίου (Spiller, 2012a).

4.4.5.2 Εισαγωγή της αλουμίνας ως ενίσχυση της πορσελάνης

Κατά την αναζήτηση ενός υλικού, που θα αντικαθιστούσε την μεταλλική υποδομή μιας μεταλλοκεραμικής αποκατάστασης, και το οποίο θα παρουσίαζε παρόμοια με αυτή αντοχή, ενώ παράλληλα θα προσέδιδε τα χαρακτηριστικά της αισθητικής αρτιότητας, οι McLean και Hughes εισήγαγαν το οξειδίο του αργιλίου (Al_2O_3) ως ενισχυτική φάση στην οδοντιατρική πορσελάνη το 1965. Η ενσωμάτωση ενισχυτικών συστατικών στην αστριούχο μήτρα υάλου κατέστησε δυνατή την κατασκευή κεραμικών υποδομών χωρίς την παρουσία του μετάλλου, εγκαινιάζοντας μια εποχή σημαντικών καινοτομιών στην ανάπτυξη κεραμικών συστημάτων

και διαδικασιών, που σήμερα χρησιμοποιούνται ως μέρος της καθημερινής πρακτικής, στα οδοντιατρεία (Volpato et al., 2010; Κοντονασάκη και συν., 2013).

Οι πρώτες κεραμικές υποδομές από αλουμίνα λήφθηκαν με μια διαδικασία, όπου μια υποδομή κρυστάλλου υψηλής πυκνότητας παρασκευάζεται με μια μικρή ποσότητα γυαλιού. Η κεραμική σκόνη ενισχυμένη με αλουμίνα αναμιγνύεται με νερό και εφαρμόζεται πάνω σε μια πυρίμαχη μήτρα. Η προκύπτουσα μάζα στιβάζεται για 10 έως 12 ώρες σε θερμοκρασία 1140°C. Κατά την σύντηξη, τα σωματίδια διασυνδέονται και παράγουν μια κρυσταλλική δομή, η οποία είναι αδιαφανής και παρέχει χαμηλή αντίσταση. Σε ένα δεύτερο στάδιο, η δομή διηθείται από ένα λεπτό στρώμα τετηγμένου γυαλιού χαμηλού ιξώδους (αργιλοπυριτικό λανθάνιο). Με αύξηση της θερμοκρασίας (1100°C για 4 έως 6 ώρες), το γυαλί τήκεται και διεισδύει στην υποδομή μέσω της τριχοειδούς δράσης και δημιουργεί μια κεραμική επιφάνεια με πολύ χαμηλή πόρωση και υψηλή αντοχή στην κάμψη. Για την τεχνική αυτή επεξεργασίας αναπτύχθηκαν τρία συστήματα διήθησης: ενίσχυση με αλουμίνα (70% έως 85% οξείδιο του αργιλίου) και ενίσχυση με μαγνησία (οξείδιο αργιλίου 70% και οξείδιο μαγνησίου 30%) ή ζirkόνια (67% οξείδιο αργιλίου και 33% τετραγωνικό οξείδιο ζirkονίου). Η αντοχή στην κάμψη ποικίλει ανάλογα με το ενισχυτικό υλικό που χρησιμοποιήθηκε: αλουμίνα (400MPa), μαγνησία (300MPa) και ζirkόνια (750MPa). Ανάλογα με την αντοχή που επιτυγχάνεται με την διήθηση του κεραμικού συστήματος ζirkονίας, μπορεί αυτό να ενδείκνυται για την κατασκευή σταθερών προθέσεων σε περιοχές με υψηλές δυνάμεις μάσησης. Ωστόσο, η συγκέντρωση αλουμίνας και ζirkονίου, που εμφανίζονται σε αυτά τα κεραμικά συστήματα, έχει ως αποτέλεσμα την εξασθένηση των οπτικών ιδιοτήτων της αποκατάστασης, λόγω της μεγάλης αδιαφάνειας. Επιπλέον, η πόρωση που ενσωματώνεται κατά την κατασκευή της υποδομής, μπορεί να επηρεάσει τη δύναμη των αποκαταστάσεων αυτών (Volpato et al., 2010).

4.4.5.3 Συστήματα βασισμένα στην αλουμίνα

Οι στεφάνες Jacket

Η σύγχρονη ολοκεραμική στεφάνη Jacket διαδόθηκε στη μέση της δεκαετίας του 1960 από τον McLean (Spiller, 2012b; Κοντονασάκη και συν., 2013). Οι αλουμινικές πορσελάνες που αναφέρονται από τον McLean είναι επίσης πολύ επιρρεπείς στην υποβάθμιση της αντοχής όταν περιέχουν πόρωση (Spiller, 2012b)

Πυρήνας καθαρής αλουμίνας

Η εταιρεία Nobel Biocare από τη Σουηδία εισήγαγε δύο συστήματα, που ουσιαστικά χρησιμοποιούν ένα ειδικό σύστημα που καταλήγει σε όπτηση, μέσω πίεσης του κεραμικού σκελετού της στεφάνης πάνω σε ειδικά κατασκευασμένα, μεταλλικά εκμαγεία (Spiller, 2012b; Κοντονασάκη και συν., 2013). Ένα σύστημα χρησιμοποιείται για την κατασκευή προφίλ αλουμίνιας, που στη συνέχεια χρησιμοποιείται ως πυρήνας για την κατασκευή κεραμικών υπερδομών για εμφυτεύματα μεμονωμένου δοντιού, το CeraOne® και το δεύτερο για την κατασκευή πυρήνων για συμβατικές στεφάνες, μια διαδικασία γνωστή ως Procera®. Σε αντίθεση με τα άλλα οδοντιατρικά κεραμικά υλικά, δεν υπάρχει υαλώδης φάση μεταξύ των σωματιδίων. Οι πορσελάνες επικάλυψης άστριου, όπως το Vitadur Alpha @ και το Duceram® στη συνέχεια πυρολύονται σε αυτόν τον πυρήνα αλουμίνιας, παρέχοντας το χρώμα και τη μορφή στην αποκατάσταση (Spiller, 2012b).

Το σύστημα πυρήνα αλουμίνιας διηθημένης με γυαλί

Κατά τη διάρκεια της δεκαετίας του '80, ο Dr. Michael Sadoun και η Vita Zahnfabrik ανέπτυξαν ένα σύστημα χύτευσης με λεπτή κοκκώδη αλουμίνα. Η χυτευμένη αλουμίνα συσσωματώθηκε και στη συνέχεια διηθήθηκε με γυαλί με βάση το λανθάνιο. Αυτό παρήγαγε έναν πυρήνα αλουμίνιας διηθημένης με γυαλί (In-Ceram®), επί του οποίου μπορούσε να οπτηθεί ένα κεραμικό άστριου, για να παράσχει τη λειτουργική μορφή και το αισθητικό αποτέλεσμα της αποκατάστασης. Το In-Ceram έχει την υψηλότερη αντοχή στην κάμψη και αντοχή σε θραύση, από όλα τα διαθέσιμα οδοντιατρικά κεραμικά συστήματα, που διατίθενται στα περισσότερα εμπορικά οδοντιατρικά εργαστήρια. Το σύστημα έχει επίσης τη μεγαλύτερη ευελιξία για οδοντιατρική χρήση, σε σύγκριση με οποιοδήποτε μεταλλοκεραμικό αποκαταστατικό. Η κινητήρια δύναμη για αυτές τις εξελίξεις ήταν η τεράστια διαφορά στην αξιοπιστία μεταξύ των μεταλλοκεραμικών συστημάτων και των ολοκεραμικών συστημάτων και η δημόσια αντίληψη ότι οι αποκαταστάσεις χωρίς μέταλλα είναι πιο αποδεκτές αισθητικά (Spiller, 2012b).

4.4.6 Βελτίωση των υαλοκεραμικών

Παράλληλα με την εισαγωγή των διηθημένων κεραμικών, τα υαλοκεραμικά έχουν βελτιωθεί, ώστε να εφαρμόζονται στην τεχνική έγχυσης κενού, που είναι παρόμοια με την παραδοσιακή τεχνική χύτευσης μετάλλων. Εισήχθησαν δύο υαλοκεραμικές συστάσεις: με βάση το λευκίτη (IPS-Empress, IvoclarVivadent) και με βάση το διπυριτικό λίθιο (IPS-Empress 2, IvoclarVivadent). Στην πρώτη σύνθεση, ο λευκίτης είναι υπεύθυνος για την ενίσχυση του κεραμικού, που σχετίζεται με το λευκίτη, που προκύπτει από τη διαδικασία

σηματισμού πυρήνων (ένα φαινόμενο που συμβαίνει με την αύξηση της θερμοκρασίας), που να μην αποδίδει μεγαλύτερη αντοχή στην κάμψη (120MPa) σε σύγκριση με την πορσελάνη άστριου, αλλά η αντοχή αυτή δεν επαρκεί για εκτεταμένες αποκαταστάσεις. Το μεγάλο πλεονέκτημα των υαλωδών συστημάτων είναι ότι παρουσιάζουν υψηλή μετάδοση φωτός, η οποία επιτρέπει την κατασκευή προσθέσεων με υψηλές αισθητικές απαιτήσεις. Στη δεύτερη σύνθεση, η υψηλή περιεκτικότητα σε κρυσταλλικό διπυριτικό λίθιο, επιτρέπει αύξηση όγκου έως και 60%. Οι παραγόμενοι κρύσταλλοι (οι επιμήκεις κρύσταλλοι του διπυριτικού λιθίου 0,5 έως 5μm και το ορθοφωσφορικό λίθιο με μέγεθος 0,1 έως 0,3μm) είναι μικρότεροι από εκείνους, που δημιουργούνται με κεραμικά ενισχυμένα με λευκίτη και η παρουσία τους βελτιώνει την αντοχή του υλικού σε κάμψη (350 MPa), επιτρέποντας τον σχεδιασμό σταθερών μερικών προθέσεων έως και τριών μονάδων.

Η εργαστηριακή διαδικασία για την παραγωγή αποκαταστάσεων με τη χρήση αυτών των υλικών συνίσταται στην συμπερίληψη κηρωμένων προτύπων σε συμμορφούμενους δακτυλίους με πυρίμαχη επένδυση. Το κερί καίγεται σε ένα συμβατικό φούρνο και έπειτα οι δακτύλιοι υπόκεινται σε έγχυση εντός του κλιβάνου, όπου τα προκατασκευασμένα κεραμικά ένθετα τήκονται και εγχέονται υπό θερμότητα (περίπου 1150°C) και υδροστατική πίεση κενού (περίπου 0,3 έως 0,4 MPa). Μετά την ολοκλήρωση της διαδικασίας έγχυσης, τα εκμαγεία ψύχονται σε θερμοκρασία δωματίου και η αφαίρεση γίνεται με πίδακες γυάλινων σφαιριδίων. Η αποκατάσταση αυτών των συστημάτων μπορεί να παραχθεί με δύο τεχνικές: η αποκατάσταση χυτεύεται στο τελικό της σχήμα και, στη συνέχεια, βάφεται και στιλβώνεται¹⁷ ή η κεραμική υποδομή λαμβάνεται με έγχυση, συνήθως επικαλυμμένη από κεραμικό με κατώτερο συντελεστή θερμικής διαστολής¹⁸ (Volpato et al, 2010; Κοντονασάκη και συν., 2013).

4.4.7 Ζιρκονία (ZrO₂)

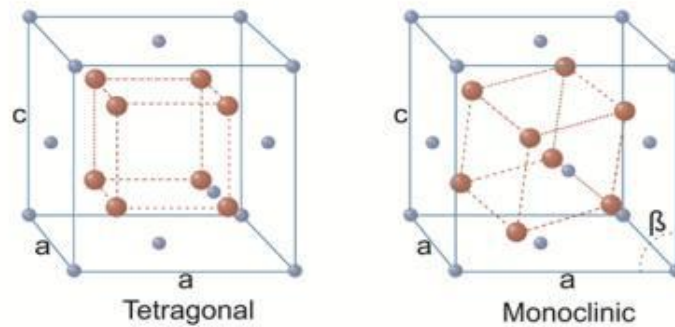
4.4.7.1 Γενικά

Η ζιρκονία διαθέτει ένα ευρύ φάσμα εφαρμογών εκτός της οδοντιατρικής. Χρησιμοποιείται συνήθως ως ένα θερμομονωτικό υλικό και σε κυψέλες καυσίμου, λόγω των έκτακτων μηχανικών και φυσικών ιδιοτήτων της. Η ζιρκονία εμφανίζεται σε 3 πολυμορφικές μορφές που εξαρτώνται από τη θερμοκρασία, δηλαδή τη μονοκλινική (θερμοκρασία δωματίου έως 1170°C), την τετραγωνική (1170-2370°C) και την κυβική μορφή (2370°C

¹⁷ Make up technique

¹⁸Τεχνική διαστρωμάτωσης ή layering technique

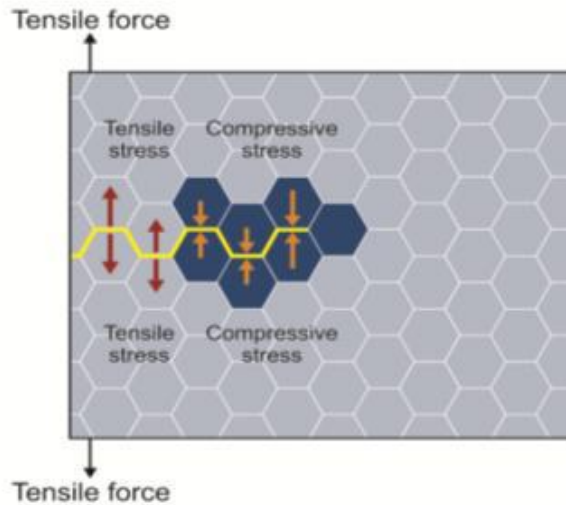
μέχρι το σημείο τήξης) (βλ. Σχήμα 19)(Anusavice, 1996). Η ζirkονία έχει παρόμοιες μηχανικές ιδιότητες με αυτές του ανοξειδωτού χάλυβα, παρουσιάζοντας υψηλή αντοχή στη θραύση (Shah and Bal, 2016).



Εικόνα 19. Κρυσταλλική δομία ζirkονίας (Anusavice, 1996)

Η ζirkονία έχει εξαιρετικά χαμηλή θερμική αγωγιμότητα (20% εκείνη της αλουμίνιας). Είναι επίσης χημικά αδρανής και ανθεκτική στη διάβρωση. Η ζirkονία υφίσταται μεγάλη αύξηση όγκου όταν υφίσταται μετασχηματισμό από κυβικές, σε τετραγωνικές έως μονοκλινικές φάσεις, που οδηγεί σε δομική διαστολή και τάσεις εφελκυσμού, που προκαλούν ρωγμές κατά τη διάρκεια της ψύξης. Για τη σταθεροποίηση της τετραγωνικής φάσης σε χαμηλή θερμοκρασία, προστίθενται στη ζirkονία οξείδιο του μαγνησίου, οξείδιο του υτρίου, οξείδιο του ασβεστίου και οξείδιο του δημητρίου (Anusavice 2003). Ο συνηθέστερος σταθεροποιητής που χρησιμοποιείται στην οδοντιατρική είναι η υτρία, που προκαλεί κενές θέσεις στο κρυσταλλικό πλέγμα (Shah and Bal, 2016).

Η προσθήκη 3-5% mol ύτριο έχει ως αποτέλεσμα το σχηματισμό σταθεροποιημένης με υτρία ζirkονίας ή σταθεροποιημένων με υτρία τετραγωνικών, πολυκρυστάλλων ζirkονίας (Y-TZP). Η δομική σταθεροποίηση του ζirkονίου με υτρία έχει ως αποτέλεσμα σημαντικό ποσοστό μετασταθερής τετραγωνικής φάσης. Η μετασταθερή τετραγωνική φάση ενισχύει και σκληραίνει τη δομή με τοπικό μετασχηματισμό σε μονοκλινική φάση, όταν αναπτύσσονται τάσεις εφελκυσμού σε άκρα ρωγμών (Anusavice 1996). Η διαστολή του όγκου δίπλα στις άκρες των ρωγμών παράγει αυξημένη αντοχή στη θραύση και εμποδίζει τη διάδοση της ρωγμής (Manicone et al. 2007). Κατά συνέπεια, ο μετασχηματισμός της σκλήρυνσης είναι μια μέθοδος θωράκισης των ρωγμών, η οποία οδηγεί σε μια αύξηση της αντοχής σε εφελκυσμό και ανθεκτικότητα σε θραύση κάμψεως (βλ. Σχήμα 20).

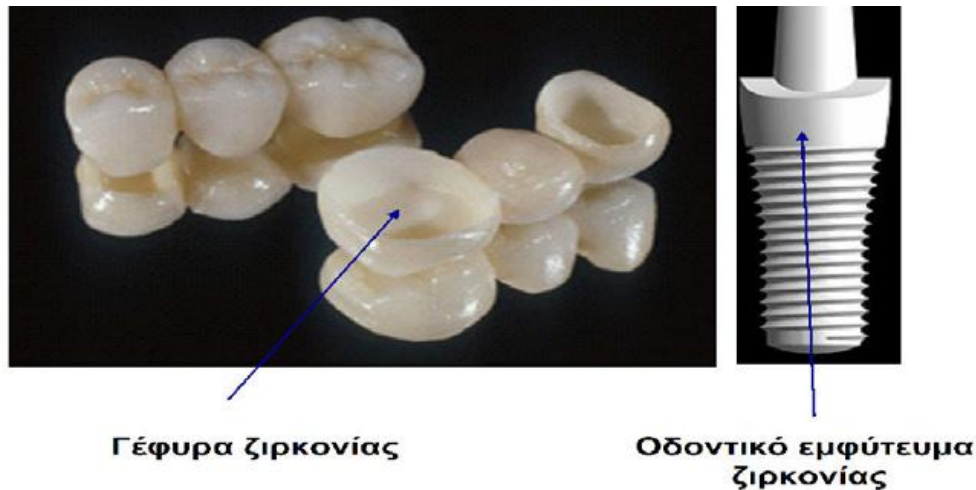


Εικόνα 20. Σχηματική απεικόνιση σκλήρυνσης ζιρκονίας

4.4.7.2 Χρήση στην οδοντιατρική

Η χρήση της ζιρκονίας στην οδοντιατρική είναι σχετικά πρόσφατη και έχει αποδειχθεί ότι είναι ένα πολλά υποσχόμενο υλικό για την κατασκευή προσθετικών υποδομών για μεμονωμένες στεφάνες, γέφυρες, υποστηρίγματα και εμφυτεύματα. Παρά το γεγονός ότι υπάρχουν σήμερα διάφοροι τύποι κεραμικών συστημάτων με βάση τη ζιρκονία, το 3Y-TPZ χρησιμοποιείται ευρέως στην οδοντιατρική. Η πολυκρυσταλλική τετραγωνική ζιρκονία σταθεροποιημένη με υτρία (3Y-TPZ) περιέχει 3mol% οξείδιο της υτρίου (Y_2O_3) ως σταθεροποιητή και εφαρμόστηκε για πρώτη φορά στο ιατρικό πεδίο από τους ορθοπεδικούς. Για τις οδοντικές εφαρμογές, η 3Y-TPZ συντίθεται σε μικρούς κόκκους (διαμέτρου 0,2 έως 0,5 mm), πράγμα που ελαχιστοποιεί το φαινόμενο της δομικής φθοράς ή αποσταθεροποίησης παρουσία σιέλου, μειώνοντας την υποκρυπτική ανάπτυξη της ρωγμής. Τα προ-συντηγμένα τεμάχια επεξεργάζονται με τη βοήθεια του CAD/CAM και τα δείγματα στη συνέχεια υπόκεινται σε πυρόληση. Αυτή η επεξεργασία μειώνει το επίπεδο έντασης που υπάρχει και εμποδίζει έναν τετραγωνικό έως μονοκλινικό μετασχηματισμό ($t \rightarrow m$), που οδηγεί σε μια τελική επιφάνεια ουσιαστικά απαλλαγμένη από τη μονοκλινή φάση. Η υποδομή που λαμβάνεται από αυτά τα μπλοκ είναι πιο σταθερή, έχει υψηλή κρυσταλλική δομή και αντοχή σε κάμψη γύρω στα 900 έως 1200MPa. Οι πλήρως πυροσυσσωματωμένες πλάκες

επεξεργάζονται με ισοστατική πίεση σε θερμοκρασία μεταξύ 1400 και 1500°C. Αυτή η διαδικασία προκαλεί την επίτευξη μιας τελικής πυκνότητας κοντά στο 99%, υψηλής σκληρότητας και χαμηλής κατεργασιμότητας. Έτσι, πρέπει να χρησιμοποιηθούν ισχυρά συστήματα μηχανουργικής κατεργασίας, με αποτέλεσμα το σχηματισμό μιας μεγάλης ποσότητας μονοκλινικών ζirkονίων λόγω της συμπίεσης, που παράγεται από τη διαδικασία μηχανουργικής κατεργασίας, η οποία συνήθως έχει ως αποτέλεσμα μικροκορωγμές στην επιφάνεια και ευαισθησία σε αποδόμηση σε χαμηλή θερμοκρασία (υποκρυπτική ανάπτυξη ρωγμών). Πρόσφατα, ο βιομηχανικός τομέας εισήγαγε μικρές ποσότητες αλουμίνας σε 3Y-TZP για να παράγει κεραμικά τεμάχια με μεγαλύτερη ανθεκτικότητα και σταθερότητα κάτω από υψηλές θερμοκρασίες και υγρά περιβάλλοντα, συνιστώντας μια παραλλαγή που ονομάζεται TZP-A. Ωστόσο, ένα μειονέκτημα της προσθήκης αλουμίνας είναι η μείωση της διαφάνειας του τελικού υλικού (Volpato et al., 2010)



Εικόνα 21. Γέφυρα ζirkονίας και οδοντικό εμφύτευμα ζirkονίας

4.4.8 Κεραμικές νανοσκόνες

Η νανοτεχνολογία είναι ένας συλλογικός όρος για ένα ευρύ φάσμα εφαρμογών σε δομές και διαδικασίες στη νανο-κλίμακα. Τα νανοσωματίδια είναι μικρότερα από 1 έως 100nm και τα άτομα στις επιφάνειές τους είναι πολύ αντιδραστικά. Με τη βοήθεια αυτών των σωματιδίων είναι δυνατή η παραγωγή υλικών που είναι εξαιρετικά άκαμπτα και ανθεκτικά. Στην περίπτωση της οδοντικής κεραμικής, η τεχνολογία αυτή επέτρεψε την προετοιμασία νανοσκονών από κεραμικά με βάση τη ζirkονία (ZrO_2), αλουμίνα (Al_2O_3) και ceria (CeO_2). Τα προκύπτοντα υλικά έχουν χρησιμοποιηθεί στην κατασκευή βιομηχανικών κεραμικών μπλοκ για μηχανική κατεργασία. Με την εισαγωγή αυτών των σκονών, το προκύπτον υλικό

έχει μια λεία επιφάνεια, υπάρχει μια σημαντική μείωση της πόρωσης και των εσωτερικών ελαττωμάτων και αυξημένη αντοχή στην κάμψη. Οι οπτικές ιδιότητες έχουν επίσης βελτιωθεί επειδή, καθώς τα σωματίδια νανο-μεγέθους είναι πολύ κάτω από το μήκος κύματος του φωτός, επιτρέπουν στο φως να περάσει μέσα από το υλικό. Καθώς τα χειροποίητα κεραμικά με βάση την αλουμίνα και το ζιρκόνιο έδειξαν μεγάλη αδιαφάνεια, με την εισαγωγή κεραμικών νανοσκονών, τα σημερινά δομικά κεραμικά έχουν αρχίσει να παρουσιάζουν μια αδιαφάνεια που υπόκειται σε εργαστηριακό έλεγχο (Volpato et al., 2010).

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Κάνοντας μια ανασκόπηση της παρούσας βιβλιογραφικής μελέτης, μπορούμε να παρατηρήσουμε ότι η οδοντιατρική επιστήμη, από κοινού με την επιστήμη των υλικών, συνέβαλε καθοριστικά τα τελευταία χρόνια στην κατεύθυνση της παροχής στον ασθενή μιας υγιούς και ταυτόχρονα καλαίσθητης οδοντοστοιχίας. Η ανάπτυξη των πολυμερών και των κεραμικών υλικών, αποτέλεσαν αναμφισβήτητα ένα μεγάλο άλμα προς τα μπρος, σε αυτή την κατεύθυνση. Ωστόσο, κάθε είδος υλικού παρουσιάζει μια σειρά πλεονεκτημάτων και μειονεκτημάτων, με αποτέλεσμα κανένα από αυτά να μην εξασφαλίζει το απόλυτο επιθυμητό αποτέλεσμα. Η ανάπτυξη νέων τεχνολογιών, όπως της νανοτεχνολογίας, αποτελούν ελπιδοφόρες εξελίξεις στον τομέα της οδοντιατρικής αποκατάστασης. Σε κάθε περίπτωση όμως, η έρευνα για την εξεύρεση της βέλτιστης λύσης θα πρέπει να εστιάζεται στην ανάδυση υλικών που υπακούν στη λογική της βιοσυμβατότητας, της κλινικής και αισθητικής αρτιότητας, προκειμένου κάθε άνθρωπος να οπλίζεται με ένα ιδιαίτερα σημαντικό όπλο, το χαμόγελο.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- Αντωνιάδης Α. (2010). Μάθημα 5^ο. *Ποιες είναι οι Ιδιότητες των Υλικών*. Τεχνολογία Υλικών. Εργαστήριο Μικροκοπής & Κατασκευαστικής Προσομοίωσης. Πολυτεχνείο Κρήτης. Σχολή Μηχανικών Παραγωγής & Διοίκησης. Που είναι διαθέσιμο στο: <http://www.m3.tuc.gr/ANAGNWSTHRIO/YLIKA/PAROUSIASEIS/MAT-5%20IDIOTHTES.pdf>
- Καραμπάσης Α., Σκοταρίδου Ε., Στέας Α. *Ιστορική ανασκόπηση των αποτυπωτικών υλικών*. ΣΤΟΜΑ 2013; 41 : 63 – 70. Που είναι διαθέσιμο στην: <http://sebe.gr/wp-content/uploads/2015/11/2013-Book-1-Part-5.pdf>
- Κοντονασάκη Ε. Σιαραμπή Ε., Τορτοπίδης Δ. (2013). *Σύγχρονα ολοκεραμικά συστήματα: Ταξινόμηση, τεχνικές κατασκευής και κλινικές εφαρμογές*. Ακίνητη Προσθετική. ΣΤΟΜΑ 2013; 41 : 87 – 106
- Μυστηρίδου Ε. Καραβιώτη Α. (2009). *Πολυμερή Υλικά στην Οδοντιατρική*. Εργασία για το μάθημα: Επιστήμη των Υλικών ΙΙΙ. Πάτρα. σελ: 7-11
- Al-Dobaei (2012). *The effect of curing techniques of denture base resins on strength characteristics under difficult loading modes*. Department of Biomaterials Faculty of Oral and Dental Medicine. Cairo University. pp. 3-8. Που είναι διαθέσιμο στην: <http://erepository.cu.edu.eg/index.php/cuttheses/article/view/4226/4158>
- Anusavice K.J. *Phillip's Science of Dental Materials*. 10th Edition. WB Saunders Company. USA. 1996. pp 1-8, 33-47, 49-74, 75-107, 111-135,139-173,177-183, 185-208, 211-235,237-270,273-298, 525-552,555-580, 461-469, 583-617, 660-662
- Ardelean L, Bortun CM., Podariu AC., Rusu LC. (2015). *Thermoplastic Resins used in Dentistry, Thermoplastic Elastomers - Synthesis and Applications*, Dr. Chapal Kumar Das (Ed.), InTech, DOI: 10.5772/60931. Που είναι διαθέσιμο στην: <https://www.intechopen.com/books/thermoplastic-elastomers-synthesis-and-applications/thermoplastic-resins-used-in-dentistry>
- Bhola R., Bhola S.M., Liang H., Mishra B. (2010). *Biocompatible Denture Polymers – A Review*. Artif. Organs. 23. 129-136. Που είναι διαθέσιμο στην: <http://medind.nic.in/taa/t10/i3/taat10i3p129.pdf>
- Chan K, Mai Y., Kim H., Tong K., Desmond NG. Hsiao J. (2010). *Review: Resin Composite Filling*. Materials 2010, 3, 1228-1243

- Ciccio D., Caltabiano M., Bella G., Greco S., Mirone M. (1984). *Dental waxes: classification and physico-chemical characteristics of dental waxes. II*. Riv Ital Stomatol. 1984 Dec;53(12):825-35
- Craig R. G., Eick J. D., Peyton F. A. (1965). *Properties of Natural Waxes Used in Dentistry*. Volume: 44 issue: 6, page(s): 1308-1316
- Di Silvio L. (2009). *Biocompatibility of Dental Materials*. Biomaterials, Biomimetics & Biophotonics Group, Dental Institute, King's College London, London UK. pp. 1-40. Που είναι διαθέσιμο στην:
<http://www.iom3.org/sites/default/files/iom3-corp/Lucy%20Di%20Silvio.pdf>
- Gallo MA, Doull J. *History and scope of toxicology*. Casarett and Doull's Toxicology. New York. Pergamon Press. 1991. pp 3-11
- Joiner, A. (2004). *Tooth colour: a review of the literature*. J Dent, Vol. 32, No. 1, (Suppl, 2004) pp. 3-12. Που είναι διαθέσιμο στην:
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14738829>
- Jones DW. *International dental standards*. British Dental Journal. BDJ 2007; 203: 361-369). Που είναι διαθέσιμο στην:
<https://www.nature.com/bdj/journal/v203/n6/pdf/bdj.2007.837.pdf>
- Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. *An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications*. J Dent. 2007;35:819–26
- Mattoo K.G, Garg A., Gupta A. Jain N. (2012). *Toxicology and Biocompatibility of Dental Materials: A Review*. Research Journal of Pharmaceutical, Biological and Chemical Sciences. 3. 1091-99. Που είναι διαθέσιμο στην:
https://www.researchgate.net/publication/232761285_Toxicology_and_Biocompatibility_of_Dental_Materials_A_Review
- Mumtaz ul Islam. (2013). *A presentation about standards of dental materials for students and researchers*. Που είναι διαθέσιμο στην:
<https://www.slideshare.net/dingichibi/standards-for-dental-materials-07-6-13>
- Murata H. (2012). *Rheology – Theory and Application to Biomaterials. Polymerization*. Που είναι διαθέσιμο στην:
http://cdn.intechopen.com/pdfs/38909/InTech-Rheology_theory_and_application_to_biomaterials.pdf
- O'Brien W.J. (2002). *Dental Materials and their Selection* - 3rd Ed. Quintessence Publishing Co, Inc. pp. 12-61, 74-155. Που είναι διαθέσιμο στην:

http://carioulegion.com/temp_content/Dental%20Materials%20and%20Their%20Selection.pdf

- Sanjay Madhavan et al. (2015) *A Review on Hydrocolloids-Agar and Alginate* /J. Pharm. Sci. & Res. Vol. 7(9), 2015, 704-707
- Schmalz G. (1997). Concepts in biocompatibility testing of dental restorative materials. *Clinical oral investigations*. 1. 154-62. Που είναι διαθέσιμο στην: https://www.researchgate.net/publication/51343209_Concepts_in_biocompatibility_testing_of_dental_restorative_materials
- Shah K., Bal A. (2016). *Dental Ceramics- Past, Present and Future – Literature Review*. IOSR Journal of Dental and Medical Sciences. Volume 15, Issue 3 Ver. IX (Mar. 2016), pp. 32-39. Που είναι διαθέσιμο στην: <http://www.iosrjournals.org/iosr-jdms/papers/Vol15-Issue%203/Version-9/E1503093239.pdf>
- Shenoy A, Shenoy N. Dental ceramics: An update. *Journal of Conservative Dentistry: JCD*. 2010;13(4):195-203. doi:10.4103/0972-0707.73379. Που είναι διαθέσιμο στην: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3010023/>
- Spasojevic P., Zrilic M., Panic V., Stamenkovic D., Seslija S., Velickovic S. (2015) *The Mechanical Properties of a Poly(methyl methacrylate) Denture Base Material Modified with Dimethyl Itaconate and Di-n-butyl Itaconate*. *International Journal of Polymer Science*. Volume 2015 (2015), Article ID 561012. Που είναι διαθέσιμο στην: <https://www.hindawi.com/journals/ijps/2015/561012/cta/>
- Spiller M. (2012a). *Dental Composites: A Comprehensive Review*. Dental Learning and -OSHA Training. pp. 7-27. Που είναι διαθέσιμο στην: https://www.dentalllearning.org/course/Composites/Dental_Composites.pdf
- Spiller M. (2012b). *Dental Ceramics*. Dental Learning and -OSHA Training. pp. 20-28. Που είναι διαθέσιμο στην: <https://dentalllearning.org/course/KWIK%20CEs/Dental%20Ceramics%20MASTER%20-%20updated%20September%2020,%202012%20-%20Copy%20-%20Copy.pdf>
- Thomé T., Erhardt MC., Leme-Kraus A., Bedran-Russo A.K.B., Al- Bakri I. Bertassoni L. (2015). *Emerging Polymers in Dentistry*. pp. 265-295. Που είναι διαθέσιμο στην: https://www.researchgate.net/publication/269702280_Emerging_Polymers_in_Dentistry

- Volpato CAM. et al. (2010). *Ceramic Materials and Color in Dentistry*. 8 – InTechOpen. pp. 159-163. Που είναι διαθέσιμο στην:
<http://cdn.intechopen.com/pdfs/11635.pdf>
- Wang L., D' Alpino PH., Lopes LG., Pereira JS. *Mechanical Properties of Dental Restorative Materials: Relative Contribution of Laboratory Tests*. J Appl Oral Sci 2003; 11(3): 162-7. Που είναι διαθέσιμο στην:
<http://www.scielo.br/pdf/jaos/v11n3/a02v11n3.pdf>
- Yildiz O., Seyrek M., Ulusoy K.G. (2016). Biocompatibility of Dental Polymers. *Polymer science: research advances, practical applications and educational aspects*. A. Méndez-Vilas; A. Solano, Eds. pp.89-98. Που είναι διαθέσιμο στην:
<http://www.formatex.info/polymerscience1/book/89-98.pdf>
- Zimmerly et al. (2010). *Composite materials: Composition, properties and clinical applications. A Literature Review*. Schweiz Monatsschr Zahnmed Vol. 120 11/201. pp. 972-978