



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ

ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ

ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ

**ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΙΔΙΟΤΗΤΩΝ ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΩΝ
ΡΗΤΙΝΩΝ**

ΣΩΤΗΡΑΚΗΣ ΝΙΚΩΝ

Αριθμός Μητρώου: 17089

Επιβλέπουσα Καθηγήτρια

Καλλέργη Μαρία

Καθηγήτρια

Αθήνα 11/07/2022

Η Τριμελής Εξεταστική Επιτροπή

Ο Επιβλέπων Καθηγητής

Καλλέργη Μαρία

Καθηγήτρια

Σκουρολιάκου Αικατερίνη

Αναπληρώτρια Καθηγήτρια

Καλύβας Νεκτάριος

Αναπληρωτής Καθηγητής

ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Ο υπογράφων Σωτηράκης Νίκων του Εμμανουήλ, με αριθμό μητρώου 17089 φοιτητής του Τμήματος Μηχανικών Βιοϊατρικής της Σχολής Μηχανικών του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, δηλώνω υπεύθυνα ότι:

«Είμαι συγγραφέας αυτής της διπλωματικής εργασίας και κάθε βοήθεια την οποία είχα για την προετοιμασία της είναι πλήρως αναγνωρισμένη και αναφέρεται στην εργασία. Επίσης, οι όποιες πηγές από τις οποίες έκανα χρήση δεδομένων, ιδεών ή λέξεων, είτε ακριβώς είτε παραφρασμένες, αναφέρονται στο σύνολό τους, με πλήρη αναφορά στους συγγραφείς, τον εκδοτικό οίκο ή το περιοδικό, συμπεριλαμβανομένων και των πηγών που ενδεχομένως χρησιμοποιήθηκαν από το διαδίκτυο. Επίσης, βεβαιώνω ότι αυτή η εργασία έχει συγγραφεί από μένα αποκλειστικά και αποτελεί προϊόν πνευματικής ιδιοκτησίας τόσο δικής μου, όσο και του Ιδρύματος.

Παράβαση της ανωτέρω ακαδημαϊκής μου ευθύνης αποτελεί ουσιώδη λόγο για την ανάκληση του διπλώματός μου».

Ημερομηνία

Ο Δηλών

11/7/2022



ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Ο σκοπός αυτής της εργασίας είναι να μελετηθούν και να αξιολογηθούν οι μηχανικές ιδιότητες δύο ειδών οδοντιατρικών ρητινών, των μικροϋβριδικών και των νανοϋβριδικών. Η αξιολόγηση αυτή στοχεύει στο να απαντηθεί το ερώτημα αν οι δύο αυτές ρητίνες έχουν σημαντικές διαφορές που μπορούν να επηρεάσουν την αποτελεσματικότητα τους ανάλογα με το σημείο στο οποίο θα τοποθετηθούν.

Τα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν στην έρευνα αυτή είναι μία μικροϋβριδική ρητίνη, μία νανοϋβριδική ρητίνη, ένα καλούπι εξαγωγής επιθυμητού μεγέθους ρητινών, δύο συσκευές φωτοπολυμερισμού (μία με λάμπα ιωδίνης και μία με λάμπα LED), ένας οδοντιατρικός μικροκινητήρας για την λείανση των ρητινών, και ένα σκληρόμετρο για την μέτρηση σκληρότητας των ρητινών εφαρμόζοντας μέθοδο Vickers. Η μεθοδολογία που ακολουθήθηκε για το βέλτιστο δυνατό αποτέλεσμα ήταν αρχικά να δημιουργηθούν δείγματα ρητινών με συγκεκριμένο καλούπι, στη συνέχεια τα δείγματα να πολυμεριστούν και να λειανθούν και τέλος να σκληρομετρηθούν. Τα αποτελέσματα καταγράφηκαν και αναλύθηκαν ανάλογα με το είδος και το πάχος των ρητινών και την μέθοδο φωτοπολυμερισμού με περιγραφική στατιστική. Διαφορές μέσω των τιμών αξιολογήθηκαν με το student t-test.

Σύμφωνα με τα αποτελέσματα της σκληρομέτρησης, η νανοϋβριδική ρητίνη παρουσιάζει μεγαλύτερη σκληρότητα από την μικροϋβριδική ρητίνη ανεξάρτητα από την μέθοδο πολυμερισμού. Λαμβάνοντας υπόψη και το κόστος των δύο ειδών ρητίνης προτείνεται για μικρά πάχη να τοποθετείται νανοϋβριδική ρητίνη ενώ για μεγάλα πάχη να τοποθετείται η μικροϋβριδική καθώς φέρει τα ίδια αποτελέσματα.

Λέξεις Κλειδιά: Οδοντιατρικά υλικά, ρητίνες, μικροϋβριδική, νανοϋβριδική, φωτοπολυμερισμός, λάμπα ιωδίνης, λάμπα LED, σκληρομέτρηση Vickers.

ABSTRACT

The purpose of this thesis was to study and evaluate the mechanical properties of two types of dental resins, micro-hybrid and nano-hybrid, in order to determine their differences and correlate them to their relative effectiveness in tooth fillings.

The materials used in this research were a micro-hybrid resin, a nano-hybrid resin, an extract mold to develop the desired resin shape and thickness, two light cure units, one of which uses quartz-tungsten-halogen (QTH) and the other a light-emitting diode (LED) lamp, a dental micromotor for treating and polishing the resins, and a hardness testing machine to measure the hardness of the resins with the Vickers method. The experimental protocol included resin extraction and molding, polymerization, polishing, and hardness measurements. The hardness results were analyzed as a function of resin type, resin thickness, and curing light with descriptive statistics. Mean differences were tested for significance with the student t-test.

Results showed that the nano-hybrid resin has higher hardness than the micro-hybrid one independent of the light curing method. Considering the higher cost of the nano-hybrid resin, however, it is suggested that the nano-hybrid resin is used for small thickness fillings while micro-hybrid resin may be used large thickness fillings with similar effectiveness.

Key Words: Dental materials, resins, microhybrid, nanohybrid, photopolymerization, QTH, LED, hardness tests, Vickers.

Ευχαριστίες:

Ευχαριστώ πρωτίστως την κυρία Καλλέργη Μαρία που δέχτηκε να με καθοδηγήσει σε αυτή την διπλωματική και να δείξει υπομονή με σκοπό την καλύτερη κατανόηση των βημάτων στην συγγραφή της διπλωματικής. Ευχαριστώ την κυρία Παντατοσάκη Ευαγγελία και το Πανεπιστήμιο Δυτικής Αττικής που μου παρείχαν τα μέσα για να μπορέσω να πραγματοποιήσω τις σκληρομετρήσεις για την έρευνα και ευχαριστώ και τον Οδοντίατρο Σωτηράκη Εμμανουήλ που προμήθευσε τις ρητίνες για την εκτέλεση των μετρήσεων καθώς και τους μηχανισμούς επεξεργασίας αυτών.

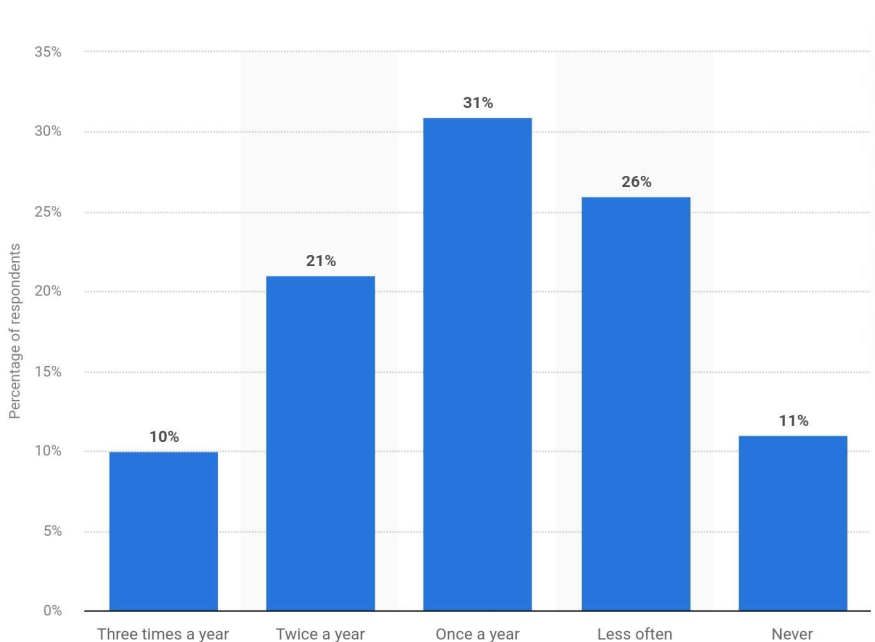
Περιεχόμενα

Εισαγωγή	8
1. Θεωρητικό Υπόβαθρο.....	11
1.1 Ανατομία δοντιών	11
1.2 Ασθένειες δοντιών	13
1.3 Επεμβάσεις.....	14
1.4 Πρότυπα ISO	20
2. Μεθοδολογία.....	21
2.1 Ρητίνες	21
2.2 Σκληρότητα.....	26
2.2.1 Μέθοδοι Μέτρησης Σκληρότητας	29
2.2.2 Εφαρμογή Vickers στις ρητίνες.....	32
2.3 Πρωτόκολλο Μελέτης	33
3. Αποτελέσματα.....	39
4. Συμπεράσματα	50
Αναφορές	53

Εισαγωγή

Οδοντιατρική είναι ο κλάδος των επιστημών υγείας που ασχολείται με την μελέτη, πρόληψη, διάγνωση και θεραπεία ασθενειών, διαταραχών και διαφόρων καταστάσεων της στοματικής κοιλότητας. Στοχεύει κυρίως στην θεραπεία των ούλων και των δοντιών με ποικίλους τρόπους. Για αυτό τον λόγο απαρτίζεται από πολλές ειδικότητες οι οποίες είναι, ο περιοδοντολόγος για την αντιμετώπιση προβλημάτων των ούλων, ο ενδοδοντιστής όπου ασχολείται με την θεραπεία παθήσεων στο εσωτερικό του δοντιού, ο προσθετολόγος για αντικατάσταση χαμένων δοντιών με γέφυρες ή τεχνητές οδοντοστοιχίες. Επιπροσθέτως απαρτίζεται από τον στοματολόγο όπου είναι υπεύθυνος για την διάγνωση παθήσεων των ιστών του στόματος, τον παιδοδοντίατρο για την αντιμετώπιση ασθενειών που εμφανίζονται στα παιδιά, τον ορθοδοντικό όπου ασχολείται με την διόρθωση συγκλινόντων δοντιών, τον ακτινολόγο οδοντίατρο όπου ασχολείται με την ακτινολογική απεικόνιση του στόματος και τον αισθητικό οδοντίατρο με σκοπό την βελτίωση της εμφάνισης των δοντιών. Στις χειρουργικές ειδικότητες έχουμε τον γναθοχειρουργό όπου είναι υπεύθυνος για την χειρουργική αντιμετώπιση προβλημάτων κυρίως στην περιοχή της γνάθου και τέλος έχουμε τον χειρουργό εμφυτευματολόγο για την τοποθέτηση οδοντικών εμφυτευμάτων. Στην ειδικότητα της γναθοχειρουργικής ο ασκούμενος θα πρέπει να έχει ολοκληρώσει τόσο το πρόγραμμα σπουδών της ιατρικής όσο και της οδοντιατρικής για να μπορέσει να κατοχυρώσει την ειδικότητα. Για να κατοχυρωθεί η όποια ειδικότητα στην Ελλάδα θα πρέπει η πιστοποίηση να επέλθει από κάποια χώρα του εξωτερικού, η οποία θα υποστηρίζει την ειδικότητα αυτή.

Στο διάστημα από 20 Απριλίου μέχρι 4 Μαΐου του 2018 πραγματοποιήθηκε μια έρευνα από τον Frederic Michas σχετικά με την συχνότητα επίσκεψης ενηλίκων ανά χρόνο στον οδοντίατρο. Η έρευνα αυτή εφαρμόστηκε σε 20767 άτομα ηλικίας από 16 έως 64 ετών σε 27 διαφορετικές χώρες παγκοσμίως. Τα στατιστικά της έρευνας παρατίθενται στην εικόνα 1.



Εικόνα 1. Ποσοστά επίσκεψης ενηλίκων στον οδοντίατρο συναρτήσει της συχνότητας επίσκεψης. (Michas, 2021)

Με βάση την έρευνα αυτή παρατηρείται πως το μεγαλύτερο ποσοστό του πληθυσμού επισκέπτεται τον οδοντίατρο μία φορά τον χρόνο. Ενώ ενδιαφέρον σημειώνει και το μικρό ποσοστό που δεν επισκέπτεται καθόλου τον οδοντίατρο μέσα στον χρόνο. (Michas, 2021)

Τα υλικά στην οδοντιατρική ποικίλουν ανάλογα με την λειτουργία που τίθενται να πραγματοποιήσουν. Είναι απαραίτητο τα υλικά αυτά να παρουσιάζουν βιοσυμβατότητα και να μην προκαλούν αντιδράσεις με τον οργανισμό. Σε αυτή την κατηγορία ανήκουν διάφορα είδη μετάλλων, κεραμικών, πολυμερών αλλά και διάφορα συνθετικά υλικά όπως οι ρητίνες, τα αμαλγάματα, τα υαλοϊονομερή και τα υλικά αποτύπωσης. Υπάρχουν όμως και υλικά τα οποία θα πρέπει να έχουν ικανότητες οστεοενσωμάτωσης όπως είναι τα εμφυτεύματα τα οποία αποτελούνται από τιτάνιο και ζirkονίες. Σήμερα χρησιμοποιούνται ευρέως τα εμφυτεύματα που αποτελούνται από καθαρό τιτάνιο, δηλαδή χωρίς προσμίξεις. Σύμφωνα με μία έρευνα που έγινε από τον Takao Hanawa το 2019 σχετικά με τις διαφορές του τιτανίου και της ζirkονίας στα οδοντικά εμφυτεύματα κατέληξε στο συμπέρασμα πως το τιτάνιο παρουσιάζει καλύτερες μηχανικές ιδιότητες αλλά και καλύτερη οστεοενσωμάτωση σε σχέση με την ζirkονία. (Hanawa, 2019) Παρόλο που στην οστεοενσωμάτωση

υπήρχαν μικρές διαφορές, ο αριθμός δοκιμών στα οδοντικά εμφυτεύματα από τιτάνιο είναι αρκετά μεγαλύτερος από αυτών με ζirkονία.

Σήμερα παρατηρείται ευρεία χρήση τόσο των οδοντιατρικών εμφυτευμάτων όσο και των σφραγισμάτων είτε από συνθετικές ρητίνες είτε από αμαλγάματα. Τα αμαλγάματα αποτελούνται από μίγμα χαλκού, ασημιού, κασσίτερου και υδραργύρου και οι ρητίνες ποικίλουν ανάλογα με το είδος. Υπάρχουν αρκετά είδη συνθετικών ρητινών που χρησιμοποιήθηκαν στο πέρασμα των χρόνων, όμως σήμερα χρησιμοποιούνται ευρέως, οι μικροϋβριδικές και οι νανοϋβριδικές ρητίνες όπου εκτός από την μορφολογική διόρθωση που επιφέρουν, γίνεται χρήση αυτών και ως σφραγίσματα αντικαθιστώντας τα αμαλγάματα.

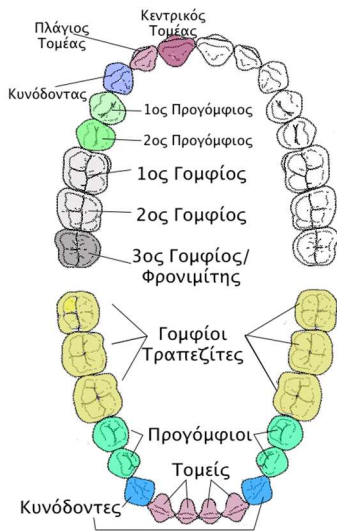
Ο σκοπός αυτής της διπλωματικής είναι να μελετηθούν και να αξιολογηθούν οι μηχανικές ιδιότητες δύο ειδών οδοντιατρικών ρητινών, των μικροϋβριδικών και των νανοϋβριδικών. Μέσα από την αξιολόγηση των μηχανικών τους ιδιοτήτων θα εκτιμηθεί ποιες ρητίνες είναι κατάλληλες να τοποθετηθούν σε περιοχές όπου ασκούνται υψηλές θλιπτικές τάσεις και σε ποιες όχι. Στο κεφάλαιο 1 θα γίνει γενική αναφορά των δοντιών σχετικά με την ανατομία τους, τις κατηγορίες που χωρίζονται και τις δυνάμεις που ασκούνται σε αυτά ανάλογα με την κατηγορία. Στο ίδιο κεφάλαιο θα περιγραφούν οι ασθένειες που μπορεί να προκληθούν στα δόντια, οι επεμβάσεις που πραγματοποιούνται σε αυτά και τέλος, θα αναλυθούν κάποια πρότυπα που ακολουθούνται από τους οδοντιάτρους. Στο κεφάλαιο 2 θα δοθεί λεπτομερή αναφορά των ρητινών, επίσης θα περιγραφεί η μεθοδολογία και το πρωτόκολλο μελέτης που εφαρμόζεται για να πραγματοποιηθεί το πείραμα, καθώς επίσης και οι διάφορες μέθοδοι σκληρότητας που πραγματοποιούνται για τέτοιου είδους μετρήσεις. Στο κεφάλαιο 3 θα αποδοθούν τα αποτελέσματα της έρευνας και στο κεφάλαιο 4 θα αναλυθούν τα συμπεράσματα που εξήχθησαν με βάση τα αποτελέσματα.

1. Θεωρητικό Υπόβαθρο

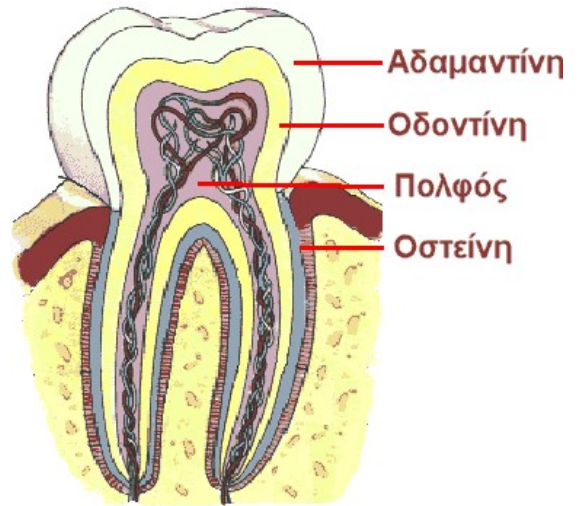
Ο σκοπός της διπλωματικής είναι η μελέτη και η αξιολόγηση των μηχανικών ιδιοτήτων των οδοντιατρικών ρητινών και πιο συγκεκριμένα δύο από τις πλέον ευρέως χρησιμοποιούμενες ρητίνες, τις μικροϋβριδικές και τις νανοϋβριδικές. Η εκπόνηση αυτής της διπλωματικής γίνεται στα πλαίσια της οδοντιατρικής επιστήμης καθώς με βάση την εμπειρία έχει δημιουργηθεί το ερώτημα στο αν οι δύο αυτές ρητίνες είναι ικανές να χρησιμοποιηθούν σε οποιοδήποτε δόντι τόσο ως σφράγισμα όσο και ως προσθετικό υλικό. Αξιολογώντας τις μηχανικές ιδιότητες τους είναι ικανό να απαντηθεί το ερώτημα αυτό. Αρχικά αξιολογείται η λείανση των δύο ειδών ρητίνης όπου πραγματοποιείται κάτω υπό συγκεκριμένες συνθήκες και τέλος αξιολογείται η σκληρότητα τους στις θλιπτικές τάσεις εφαρμόζοντας μέθοδο Vickers. Με βάση την αντοχή τους στα διάφορα φορτία που ασκούνται θα εξαχθούν τα ανάλογα συμπεράσματα με σκοπό την απάντηση του παραπάνω ερωτήματος. Περισσότερα για την λείανση και την σκληρότητα με μέθοδο Vickers θα αναφερθούν στο κεφάλαιο 2.

1.1 Ανατομία δοντιών

Η ανθρώπινη οδοντοστοιχία ενός ενήλικα αποτελείται στο σύνολο από 32 δόντια, 16 στην πάνω γνάθο και 16 στην κάτω γνάθο. Τα νεογιλά δόντια (η πρώτη γενιά δοντιών) διαφέρουν με αυτά των ενηλικών ως προς τον αριθμό καθώς είναι κατά 6 λιγότερα σε κάθε γνάθο. Τα δόντια χωρίζονται σε 4 διαφορετικούς τύπους οι οποίοι είναι οι τομείς, οι κυνόδοντες, οι προγόμφιοι και οι γομφίοι. Οι τύποι αυτοί απεικονίζονται στην εικόνα 2. Παρά το γεγονός ότι έχουμε 4 διαφορετικούς τύπους, όλα τα δόντια έχουν την ίδια ανατομία. Κάθε δόντι αποτελείται από τρία στρώματα τα οποία είναι η αδαμαντίνη όπου βρίσκεται στο εξωτερικό τμήμα του δοντιού και παρουσιάζει την μεγαλύτερη σκληρότητα, εσωτερικά της αδαμαντίνης βρίσκεται η οδοντίνη και στο κέντρο του δοντιού βρίσκεται ο πολφός όπου είναι το πιο μαλακό και ζωντανό τμήμα του δοντιού. Στο εξωτερικό τμήμα του δοντιού που είναι εμφυτευμένο, βρίσκεται η οστεΐνη όπου η δομή της προσομοιάζει με αυτή των οστών. Στην εικόνα 3 απεικονίζεται η ανατομία του δοντιού.



Εικόνα 2. Ονομασίες και τύποι δοντιών. (Periodontology and Implantology Dental Clinic)



Εικόνα 3. Ανατομία δοντιού. (Dontiasstoma)

Τα νεογλά δόντια διαφέρουν από αυτά των ενηλικών ως προς τον αριθμό καθώς είναι κατά 6 λιγότερα σε κάθε γνάθο. Έχουν σημαντικό ρόλο στη σωστή ανάπτυξη της γνάθου και στο 17ο με 20ο έτος της ηλικίας του ανθρώπου ολοκληρώνεται η οδοντοφυΐα με τα 32 δόντια. Στην εικόνα 4 παρουσιάζονται τα νεογλά δόντια όπου αναγράφεται και το πότε εμφανίζονται αλλά και το πότε πέφτουν. Η ονομασία και η ανατομία των νεογιλών δοντιών δεν παρουσιάζουν καμία διαφορά σε σύγκριση με των ενηλίκων.

	Εμφάνιση (σε μήνες)	Πτώση (σε χρόνια)
άνω γνάθος		
κεντρικός τομέας	9.6	7.0
πλάγιος τομέας	12.4	8.0
κυνόδοντας	18.3	11.0
1ος γομφίος	15.7	10.0
2ος γομφίος	26.2	10.5
κάτω γνάθος		
2ος γομφίος	26.0	11.0
1ος γομφίος	15.1	10.0
κυνόδοντας	18.2	9.5
πλάγιος τομέας	11.5	7.0
κεντρικός τομέας	7.8	6.0

Εικόνα 4. Νεογλά δόντια. (Οδοντιατρικός Σύλλογος Ηρακλείου, 2011)

Όπως προαναφέρθηκε τα δόντια χωρίζονται σε 4 κατηγορίες. Οι κατηγορίες αυτές παρουσιάζουν διαφορετικές αντοχές σε θλιπτικές τάσεις. Η διαφοροποίηση αυτή καθιστά την κάθε κατηγορία ικανή να συνεισφέρει με διαφορετικό τρόπο στην κατανάλωση των τροφίμων. Οι τομείς, οι οποίοι απαρτίζουν τα 8 μπροστινά δόντια (4

πάνω και 4 κάτω) έχουν ως ρόλο τον τεμαχισμό των τροφών. Σε αυτούς κατά μέσο όρο ασκούνται δυνάμεις της τάξεως των 176 Newton (N) στους άνδρες και 108 N στις γυναίκες. (Helkimo et al, 1976) Οι κυνόδοντες οι οποίοι εμφανίζονται ακριβώς δίπλα από τους τομείς έχουν ως ρόλο τον τεμαχισμό των δοντιών με μεγαλύτερη δύναμη. Σε αυτούς κατά μέσο όρο ασκούνται δυνάμεις της τάξεως των 200 N τόσο στους άνδρες όσο και στις γυναίκες. Οι προγόμφιοι, οι οποίοι χωρικά βρίσκονται αμέσως μετά τους κυνόδοντες έχουν ως ρόλο την πολτοποίηση των τροφών. Σε αυτούς ασκούνται δυνάμεις της τάξεως των 322 N τόσο στους άνδρες όσο και στις γυναίκες. (Ghanem et al, 2021) Οι γομφίοι ή αλλιώς τραπεζίτες, οι οποίοι βρίσκονται στο τέλος της γνάθου έχουν τον ίδιο ακριβώς ρόλο όπως οι προγόμφιοι. Σε αυτούς ασκούνται κατά μέσο όρο δυνάμεις της τάξεως των 382 N στους άνδρες και 216 N στις γυναίκες. (Helkimo et al, 1976)

1.2 Ασθένειες δοντιών

Μέχρι σήμερα έχουν παρατηρηθεί αρκετά είδη ασθενειών στην οδοντιατρική και περίπου 300 βακτήρια τα οποία ευθύνονται για την πλειοψηφία αυτών των παθήσεων. Άλλες ασθένειες προκαλούνται στα ούλα και άλλες στο ίδιο το δόντι. Ποικίλουν οι παράγοντες οι οποίοι συμβάλλουν στο να προκληθεί μία τέτοιου είδους ασθένεια, μερικοί από αυτούς είναι η διατροφή, η υγιεινή του στόματος αλλά και τα προβλήματα υγείας που μπορεί να αντιμετωπίζει κάποιος. Τον Δεκέμβριο του 2018 οι Stephens, Wiedemer, και Kushner δημοσίευσαν ένα άρθρο στο περιοδικό American Family Physician αναφέροντας μερικούς από τους παράγοντες οι οποίοι μπορούν να προκαλέσουν σοβαρές ασθένειες στην στοματική κοιλότητα αλλά και τις επιπτώσεις της κακής στοματικής υγιεινής στην υγεία του ανθρώπου. Πιο συγκεκριμένα αναφέρουν πως άτομα με κακή στοματική υγιεινή είναι πιθανόν να εμφανίσουν αναπνευστικά και καρδιαγγειακά νοσήματα, δυσμενή έκβαση εγκυμοσύνης αλλά και σακχαρώδη διαβήτη. Επισημάναν πως το κάπνισμα, ο διαβήτης και η μόλυνση από τον ιό της ανθρώπινης ανοσοανεπάρκειας μπορούν να οδηγήσουν στην εμφάνιση περιοδοντικών νόσων. Ενδιαφέρον αποτελούν τα στατιστικά που παρέθεσαν σε αυτό το άρθρο λέγοντας πως ένα στα τρία παιδιά θα έχει τραυματισμό σε κάποιο από τα βασικά του δόντια, όπου βασικά είναι τα δόντια που βγαίνουν την πρώτη φορά κατά

την παιδική ηλικία, και ένα στα πέντε παιδιά ηλικίας 12 ετών θα τραυματιστεί στα μόνιμα δόντια. (Stephens et al, 2018)

Μερικά είδη παθήσεων που χρήζουν αντιμετώπισης στην οδοντιατρική είναι τα παρακάτω:

1. Οδοντική (μικροβιακή) πλάκα: σχηματίζεται από την συσσώρευση των τροφών στα δόντια δημιουργώντας μία σκληρή πετρώδης επίστρωση στο δόντι. (Rosan and Lamont, 2000) Η αντιμετώπιση τους πραγματοποιείται σε πρώτο στάδιο από την καθημερινή περιποίηση των δοντιών και των ούλων και σε δεύτερο στάδιο αφαιρείται από τον οδοντίατρο.
2. Τερηδόνα: είναι παράγωγο της χρόνιας οδοντικής πλάκας όπου σταδιακά το δόντι αρχίζει και φθείρεται. (Loesche, 1996) Αντιμετωπίζεται όπως και η πλάκα με την διαφορά ότι αν έχει φτάσει σε προχωρημένο στάδιο τότε θα γίνει εξαγωγή του δοντιού.
3. Ουλίτιδα: προκαλείται από την συσσώρευση μικροβιακής πλάκας όπου τα ούλα ερεθίζονται, διογκώνονται και φλεγμαίνονται. Επέρχεται η ίαση ύστερα από καθημερινό βούρτσισμα των δοντιών με ταυτόχρονη χρήση οδοντικού νήματος.
4. Διχρωμία ή κιτρίνισμα των δοντιών: προκαλείται με ποικίλους τρόπους όπως είναι τα ροφήματα που περιέχουν χρωστικές, η κακή στοματική υγιεινή, το κάπνισμα και η χρήση μερικών φαρμακευτικών αλλά και κλινικών θεραπειών. Ο συνιστώμενος τρόπος αντιμετώπισης είναι η αλλαγή ποιότητας ζωής και ο καθαρισμός-λεύκανση των δοντιών.
5. Περιοδοντίτιδα: είναι η φλεγμονώδης νόσος του περιοδοντίου που χαρακτηρίζεται από προοδευτική καταστροφή των ιστών που στηρίζουν το δόντι. Προκαλείται από μικροβιακές λοιμώξεις και πρέπει να αντιμετωπίζεται το συντομότερο δυνατό γιατί πέραν της καταστροφής του δοντιού μπορεί να οδηγήσει και σε σοβαρότερες ασθένειες. (Listgarten, 1986)

1.3 Επεμβάσεις

Η επιστήμη της οδοντιατρικής με το πέρασμα των χρόνων έχει αναπτυχθεί και μαζί με αυτή έχουν αναπτυχθεί και οι τρόποι αντιμετώπισης των παθήσεων. Όπως αναφέραμε στο κεφάλαιο 1.2 η συσσώρευση της τροφής και η κακή υγιεινή του

στόματος είναι ικανά να οδηγήσουν στην καταστροφή των δοντιών και σε ποικίλες ασθένειες στα ούλα. Σε αρχικό στάδιο και αφού κρίνει ο οδοντίατρος πως το δόντι δεν είναι σε θέση να εξαχθεί, η αντιμετώπιση γίνεται καλύπτοντας το κενό που έχει δημιουργηθεί, δηλαδή σφραγίζοντας το δόντι σε εκείνη την περιοχή. Το σφράγισμα γίνεται με την εφαρμογή είτε αμαλγάματος είτε ρητίνης.

Από τα αρχαία χρόνια παρατηρήθηκε πως χρησιμοποιούνταν διάφορες μορφές υλικών για να καλύψουν κενά τα οποία προκαλούνταν στα δόντια. Όμως κατά τον 19^ο αιώνα παρατηρήθηκε ευρεία χρήση μετάλλων με σκοπό την κάλυψη κενών στα δόντια. Πιο συγκεκριμένα γινόταν χρήση από ασήμι, κασσίτερο και χρυσό. Με την πάροδο του αιώνα καθιερώθηκε ένα διαφορετικό μίγμα για την κάλυψη κενών των δοντιών το οποίο ονομάζεται οδοντιατρικό αμάλγαμα όπου και χρησιμοποιείται μέχρι και σήμερα. Τα αμαλγάματα αποτελούνται από ένα μίγμα χαλκού ασημιού, κασσίτερου και υδραργύρου. Σήμερα χρησιμοποιούνται ως σφραγίσματα στην οδοντιατρική. Όμως μέσα σε μία εικοσαετία αφότου ανακαλύφθηκαν τα αμαλγάματα προκλήθηκαν ανησυχίες σχετικά με την ασφάλεια τους ως προς την υγεία τόσο του ασθενούς όσο και του οδοντιάτρου. Πιο συγκεκριμένα ο υδράργυρος και οι αναθυμιάσεις του όπου σε ορισμένους ασθενείς και ιατρούς παρατηρήθηκαν διάφορες μορφές δηλητηρίασης και καρκίνου. (Family Dental Care, 2018)

Δεδομένων των ανησυχιών σχετικά με τα προβλήματα που μπορούν να προκληθούν από τον υδράργυρο, οι επιστήμονες ανακάλυψαν ένα διαφορετικό μίγμα το οποίο περιέχει ακόμα υδράργυρο αλλά έχει δημιουργήσει διαφορετικούς δεσμούς με αποτέλεσμα να μειωθεί η απορρόφηση του. Οι λόγοι που παρέμεινε ο υδράργυρος ως στοιχείο των αμαλαμάτων είναι οι εξής: α) εύκολα χυτεύσιμος, β) χαρακτηρίζεται από υψηλή αντοχή για τις πιέσεις που μπορεί να δέχεται κάποιο δόντι, γ) είναι σχετικά οικονομικό σε σύγκριση με άλλα μίγματα και, δ) είναι γρήγορο στην τοποθέτηση και εφαρμογή του. (Parkway Dentistry, 2019)

Το 1960 πρωτοεμφανίστηκαν οι συνθετικές ρητίνες όπου και καθιερώθηκαν ως το κύριο υλικό για προσθετική και για σφραγίσματα. Το μεγαλύτερο πλεονέκτημα είναι ότι δεν περιέχεται υδράργυρος κάτι το οποίο δημιουργούσε αρκετά προβλήματα τόσο στους ασθενείς όσο και στους οδοντιάτρους μέσω των αναθυμιάσεων. Εξίσου σημαντικό είναι το γεγονός ότι το χρώμα της ρητίνης πλησιάζει κατά πολύ αυτό του

δοντιού έχοντας με αυτό τον τρόπο καλύτερο αισθητικό αποτέλεσμα. Πλέον οι συνθετικές ρητίνες χρησιμοποιούνται ευρύτατα για οδοντιατρική χρήση. (Parkway Dentistry, 2019) Στην εικόνα 5 απεικονίζεται η οπτική διαφορά μεταξύ του αμαλγάματος και της συνθετικής ρητίνης.



Εικόνα 5. Στο αριστερό τμήμα της εικόνας έχουμε οδοντιατρικά αμαλγάματα και δεξιά οδοντιατρικές ρητίνες. (Kastritis, 2016)

Στην περίπτωση που το σφράγισμα δεν είναι ικανό για την αντιμετώπιση του προβλήματος ή οποιαδήποτε άλλη επέμβαση δεν μπορεί να θεραπεύσει την ασθένεια τότε ο οδοντίατρος κρίνει απαραίτητη την εξαγωγή του δοντιού και την αντικατάσταση του από εμφύτευμα. Στις αρχές του 2000 π.Χ. παρατηρήθηκε χρήση οδοντικών εμφυτευμάτων από τον κινεζικό πολιτισμό. Το υλικό που αποτελούνταν τα εμφυτεύματα ήταν το μπαμπού το οποίο αντικαθιστούσε τα χαλασμένα δόντια. Την ίδια χιλιετία οι Αιγύπτιοι χρησιμοποιούσαν κοχύλια και ελεφαντόδοντο ως οδοντικά εμφυτεύματα. Η πρώτη καταγεγραμμένη περίπτωση υποκατάστατου δοντιού από μέταλλο προέρχεται από το σώμα ενός Αιγύπτιου βασιλιά που έζησε περίπου το 1000 π.Χ. Η άνω γνάθος του είχε ένα κομμάτι χαλκού που έμοιαζε με οδοντικό εμφύτευμα, αν και δεν είναι βέβαιο ότι το εμφύτευμα τοποθετήθηκε κατά τη διάρκεια της ζωής του ως αντικατάσταση δοντιών ή μετά το θάνατό του. (Smith, 2019)

Αρχαιολογικές ανασκαφές στη Γαλλία αποκάλυψαν κέλτικο τάφο με ψεύτικο σιδερένιο δόντι, το οποίο πιστεύεται ότι προέρχεται από το 300 π.Χ. περίπου. Ωστόσο, οι ειδικοί πιστεύουν ότι είναι πιο πιθανό αυτό να τοποθετήθηκε στη νεκροψία της γνάθου για αισθητικούς λόγους, επειδή ο πόνος της εγκατάστασής του κατά τη διάρκεια της ζωής θα ήταν βασανιστικός. (Smith, 2019)

Ήταν σχετικά συνηθισμένο στην αρχαία ιστορία τα δόντια που έλειπαν να αντικαθίστανται με δόντια από ζώα ή άλλους ανθρώπους. Σήμερα, ένα εμφύτευμα που προέρχεται από έναν άλλο άνθρωπο θα ταξινομηθεί ως ομοπλαστικό εμφύτευμα, ενώ ένα εμφύτευμα που προέρχεται από ένα ζώο θα ταξινομηθεί ως ετεροπλαστικό

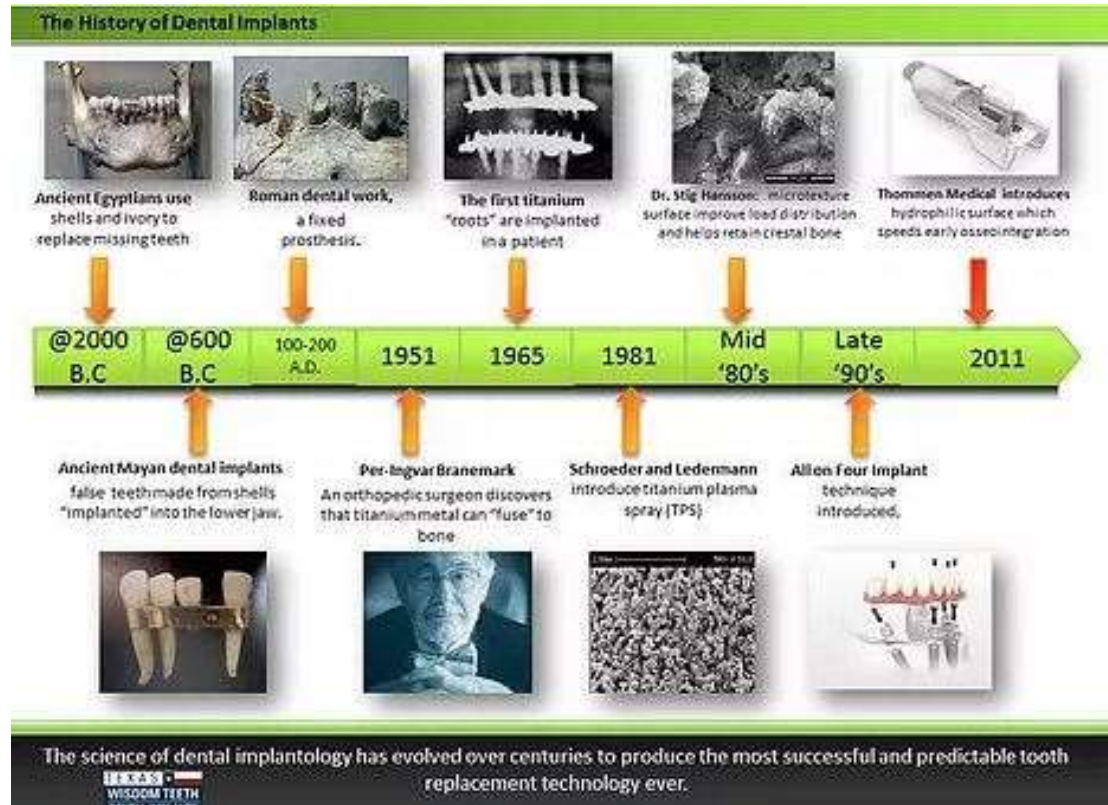
εμφύτευμα. Αυτός ο κίνδυνος μόλυνσης και απόρριψης εμφυτευμάτων είναι υψηλότερος για τα οδοντικά εμφυτεύματα που προέρχονται από άλλο άτομο ή ζώο.

Διάφορα άλλα υλικά έχουν επίσης βρεθεί από αρχαιολόγους στα σαγόνια αρχαίων κρανίων, από σπάνιους πολύτιμους λίθους όπως νεφρίτη έως κοινά υλικά όπως κοχύλια της θάλασσας. Μόλις αιώνες αργότερα έγιναν σημαντικές εξελίξεις στις τεχνικές που χρησιμοποιούνται για τα οδοντικά εμφυτεύματα. Τον δέκατο όγδοο αιώνα, ορισμένοι ερευνητές άρχισαν να πειραματίζονται με τη χρήση χρυσού και κραμάτων για την κατασκευή οδοντικών εμφυτευμάτων. Ωστόσο, αυτά δεν αποδείχτηκαν και πολύ επιτυχημένα. Το 1886, ένας γιατρός τοποθέτησε μια κορώνα πορσελάνης σε ένα δίσκο πλατίνας, ο οποίος επίσης δεν απέφερε θετικά αποτελέσματα μακροπρόθεσμα. (Smith, 2019)

Το κύριο ζήτημα που απασχολούσε τους οδοντιάτρους της τότε εποχής ήταν η απόρριψη του οδοντικού εμφυτεύματος ως ξένο σώμα. Για να είναι επιτυχής το εμφύτευμα, το εμφύτευμα και το οστό πρέπει να ενωθούν μεταξύ τους δηλαδή να γίνει οστεοενσωμάτωση αυτών. Το 1952, ένας ορθοπεδικός χειρουργός βρήκε τυχαία τις ιδιαίτερες ιδιότητες που απαιτούνται για την επιτυχή σύντηξη. Μόλις διαπίστωσε ότι ένας κύλινδρος τιτανίου συνενώθηκε με το οστό του μηριαίου οστού ενός κουνελιού κατά τη διάρκεια μιας μελέτης για την επούλωση και αναγέννηση των οστών, υπέθεσε ότι αυτή η σύντηξη θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί σε άλλους τομείς όπως αυτός των οδοντικών εμφυτευμάτων. Το πρώτο οδοντικό εμφύτευμα τιτανίου τοποθετήθηκε σε έναν εθελοντή το 1965 από τον ορθοπεδικό χειρουργό Branemark. (Smith, 2019)

Η επιτυχία του πρώτου οδοντικού εμφυτεύματος τιτανίου οδήγησε γρήγορα σε σημαντική βελτίωση των τεχνικών που χρησιμοποιούνται για την αντικατάσταση δοντιών. Αυτό αναπτύχθηκε στη χρήση μιας βίδας κράματος τιτανίου, συνήθως με τραχιά επιφάνεια που πιστεύεται ότι βοηθά στη βελτίωση της διαδικασίας οστεοενσωμάτωσης. Η βίδα στερεώνεται στη γνάθο στο σημείο που πρέπει να βρίσκεται το δόντι και μετά από μια περίοδο επούλωσης για να επιτρέψει στη βίδα να ενωθεί με τη σιαγόνα, μπορεί να τοποθετηθεί το υλικό που μορφολογικά ταιριάζει στα υπόλοιπα δόντια πάνω από τη βίδα. (Smith, 2019)

Σήμερα, τα οδοντικά εμφυτεύματα θεωρούνται η πιο προηγμένη λύση για τα δόντια που έχουν εξαχθεί με μακροπρόθεσμο ποσοστό επιτυχίας έως και 97% σε ορισμένες οδοντιατρικές πρακτικές. Είναι η μόνη διαθέσιμη λύση που μπορεί να υποστηρίξει αξιόπιστα τα γύρω δόντια και να διεγείρει το φυσικό σχηματισμό των οστών. Με αυτόν τον τρόπο, είναι σε θέση να αποκαταστήσουν το χαμόγελο και τη συνολική εμπιστοσύνη του ασθενούς στο πρόσωπο του οδοντίατρου. (Smith, 2019) Στην εικόνα 6 απεικονίζεται χρονοδιάγραμμα της εξέλιξης των οδοντικών εμφυτευμάτων.



Εικόνα 6. Εξέλιξη οδοντικών εμφυτευμάτων. (Durham Dental Solutions, 2014)

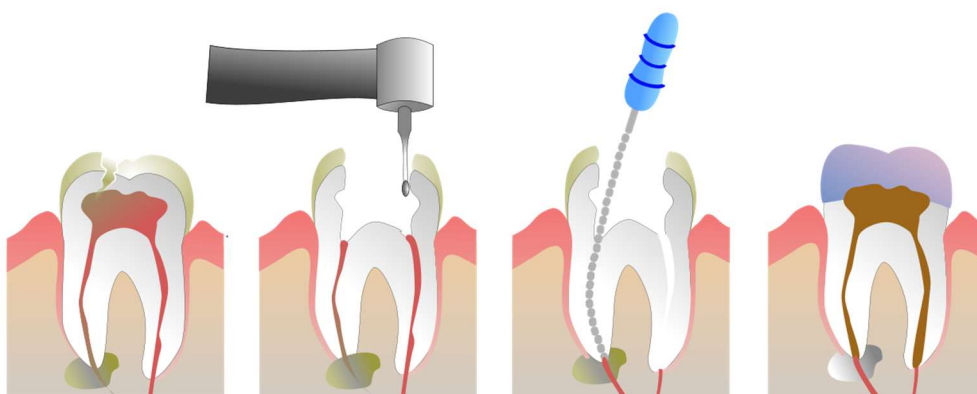
Δύο είναι τα υλικά που χρησιμοποιούνται στα εμφυτεύματα, το ένα είναι η ζirkονία και το άλλο το τιτάνιο. Το οδοντικό εμφύτευμα από τιτάνιο είναι αυτό που κυριαρχεί στην παγκόσμια αγορά και η εμπειρία έχει δείξει πως στο πέρασμα 30 χρόνων δεν έχει δημιουργήσει κανένα πρόβλημα στην υγεία του ασθενούς και έχει παραμείνει αναλλοίωτο.

Απονεύρωση του δοντιού είναι η θεραπεία όπου αφαιρούνται τα νεύρα, τα αγγεία, οι τοξίνες και τα μικρόβια από το εσωτερικό του δοντιού. Στην εικόνα 7 απεικονίζονται οι αιτίες που μπορεί να οδηγήσουν στην απονεύρωση το δοντιού και στην εικόνα 8 ο τρόπος αντιμετώπισης. Σκοπός της απονεύρωσης είναι ο καθαρισμός του δοντιού και

στην συνέχεια η σφράγιση του ώστε να μην υπάρξει κίνδυνος για μελλοντικές φλεγμονές και λοιμώξεις. Η απονεύρωση πραγματοποιείται όταν ο πολφός του δοντιού έχει φλεγμονή. Στο σημείο του πολφού υπάρχουν νεύρα και αγγεία για αυτό και προκαλεί πόνο, όταν όμως τα μικρόβια εισχωρήσουν στο βάθος του δοντιού και δημιουργήσουν απόστημα τότε ο πολφός νεκρώνεται. Αν δεν υπάρξει ταχεία αντιμετώπιση της φλεγμονής τότε είναι πολύ πιθανό η μόλυνση περιφερικά του δοντιού να επιφέρει πρήξιμο και πόνο. Η βασική αιτία φλεγμονής του πολφού είναι η τερηδόνα. Ένας ακόμη παράγοντας που μπορεί να προκαλέσει φλεγμονή στον πολφό είναι ο τραυματισμός του δοντιού. Στην περίπτωση του φρονιμίτη δεν πραγματοποιείται απονεύρωση αλλά εξαγωγή του δοντιού εκτός και αν είναι απαραίτητος για λόγους στήριξης. (Βλάσση, 2016)



Εικόνα 7. Αιτίες απονεύρωσης δοντιού. (Odontiatros)



Εικόνα 8. Διαδικασία απονεύρωσης. (Kokkinos Dental)

Σε αρκετές περιπτώσεις η διχρωμία των δοντιών ή αλλιώς το κιτρίνισμα συνεχίζει να αποτελεί πρόβλημα παρόλο που ο ασθενής έχει αλλάξει τον τρόπο ζωής του. Εννοώντας πως και εφαρμόζει όλους τους κανόνες υγιεινής της στοματικής κοιλότητας αλλά και έχει αλλάξει τις διατροφικές του συνήθειες. Αφού αυτά δεν είναι ικανά να αντιμετωπίσουν το πρόβλημα τότε ο αισθητικός οδοντίατρος τοποθετεί όψεις ρητίνης με αποτέλεσμα τα δόντια να ασπρίσουν και να επανέρχεται η φυσιολογική τους όψη.

Μια ακόμα ανατομική δυσμορφία που παρατηρείται στο μεγαλύτερο ποσοστό του πληθυσμού είναι τα συγκλίνοντα, αποκλίνοντα και γενικότερα τα στραβά δόντια.

Υπεύθυνος για την αντιμετώπιση αυτού του προβλήματος είναι ο ορθοδοντικός. Οι τρόποι που επιδιόρθωνουν την ανατομία των δοντιών είναι τα σιδεράκια και τα μασελάκια. Στην επιδιόρθωση με μασελάκια ο ορθοδοντικός λαμβάνει δείγμα των δοντιών του ασθενούς χρησιμοποιώντας ειδική πάστα που λειτουργεί ως εκμαγείο για την κατασκευή αυτών. Με αυτόν τον τρόπο κατασκευάζεται το πρώτο μασελάκι και στην συνέχεια κατασκευάζονται μερικά ακόμα ο αριθμός των οποίων διαφέρει ανάλογα με την σοβαρότητα του περιστατικού. Η εφαρμογή του καθενός γίνεται για συγκεκριμένο χρονικό διάστημα όπου στο τέλος επέρχεται η ορθή μετακίνηση των δοντιών προς την σωστή κατεύθυνση. Από την άλλη, στην επιδιόρθωση με σιδεράκια γίνεται τοποθέτηση ειδικών μεταλλικών αγκίστρων σε κάθε δόντι και ενώνονται μεταξύ τους με οδοντιατρικό σύρμα που αργά και σταθερά καθοδηγεί τα δόντια προς την σωστή κατεύθυνση.

1.4 Πρότυπα ISO

Στην οδοντιατρική εφαρμόζονται αρκετά πρότυπα ISO με σκοπό την διασφάλιση ποιότητας των υλικών, των μηχανημάτων αλλά και την ασφάλεια του ασθενούς. Τα πρότυπα ISO/TC 106/SC 1 έως 9 πιστοποιούν την ποιότητα των υλικών όπως τα σφραγίσματα, τα εμφυτεύματα και τα υλικά οδοντικής φροντίδας όπως τα Listerine. Επιπλέον σχετίζονται με τα οδοντιατρικά μηχανήματα και τον εξοπλισμό αυτών αλλά και με την ορολογία που χρησιμοποιείται στην οδοντιατρική. Το πρότυπο ISO/TC 156 το οποίο επιφέρει τυποποίηση στον τομέα την διάβρωσης των μετάλλων και των κραμάτων συμπεριλαμβανομένων και των μεθόδων δομικής διάβρωσης, των μεθόδων πρόληψης διάβρωσης και των μηχανισμών ελέγχου διάβρωσης. Τέλος εφαρμόζεται το ISO/TC 215 όπου εφαρμόζεται για την πιστοποίηση ανταλλαγής δεδομένων και πληροφοριών στο σύστημα υγείας. (ISO, 1962)

2. Μεθοδολογία

Σε αυτό το κεφάλαιο θα αναλυθεί η μεθοδολογία του πειράματος και τα βήματα που πραγματοποιήθηκαν για ακριβείς και σωστές μετρήσεις. Στην συνέχεια θα γίνει πλήρης αναφορά για τις οδοντιατρικές ρητίνες αλλά και για παλαιότερες μελέτες σχετικά με τις μηχανικές τους ιδιότητες. Τέλος θα σχολιαστούν οι μέθοδοι σκληρομέτρησης και θα επεξηγηθεί η αξιοπιστία της μεθόδου Vickers.

Οι ρητίνες για να μπορέσουν να σκληρομετρηθούν και για να αξιολογηθεί η αντοχή τους σε θλιπτικές τάσεις θα πρέπει να έχουν επεξεργαστεί καταλλήλως. Για μετρήσεις σκληρότητας είναι απαραίτητο να πραγματοποιηθούν τουλάχιστον 3 μετρήσεις για να μπορεί να ελεγχθεί η αξιοπιστία των μετρήσεων υπολογίζοντας την τυπική τους απόκλιση. Σε πρώτο στάδιο οι ρητίνες εξάγονται από τα σωληνάρια τους με την χρήση ενός ειδικού καλουπιού, για να μπορούν τα δείγματα να είναι πανομοιότυπα μεταξύ τους σε μέγεθος και σε σχήμα. Στο δεύτερο στάδιο οι ρητίνες φωτοπολυμερίζονται είτε με πολυμεριστή που φέρει λάμπα ιωδίνης είτε με πολυμεριστή που φέρει λάμπα LED. Στο τρίτο στάδιο επέρχεται η λείανση των δειγμάτων με την χρήση οδοντιατρικού μικροκινητήρα και τέλος σκληρομετρούνται δια της μεθόδου Vickers. Στο κεφάλαιο 2.3 θα αναλυθούν περαιτέρω τα στάδια προετοιμασίας των ρητινών και το πρωτόκολλο μελέτης.

2.1 Ρητίνες

Ρητίνες είναι οδοντιατρικές ουσίες σε ρευστή μορφή και αποτελούνται από ένα μίγμα διαφόρων στοιχείων. Χρησιμοποιούνται ευρύτατα στην οδοντιατρική τόσο ως σφραγίσματα αλλά και ως προσθετικά υλικά. Στην συγκεκριμένη διπλωματική θα ασχοληθούμε με τις μικροϋβριδικές και τις νάνοϋβριδικές ρητίνες.

Οι μικροϋβριδικές ρητίνες ανήκουν στην κατηγορία A1 και αποτελούνται από ένα μίγμα βαρίου, αλουμινίου και φθοριούχου υάλου. Η ρητίνη που θα χρησιμοποιηθεί είναι η έκδοση classic της εταιρείας CHARISMA. Με βάση το εγχειρίδιο χρήσης συνήθως χρησιμοποιείται στα δύο χιλιοστά πάχος, κάτι το οποίο εξαρτάται από το

μέγεθος του προβλήματος και δεν είναι απαραίτητο για την μελέτη μας να έχουμε δείγματα μόνο για αυτό το πάχος. Σχετικά με τον πολυμερισμό, το εγχειρίδιο χρήσης αναφέρει ότι είναι απαραίτητο να πολυμεριστούν για 10 δευτερόλεπτα στα 1000mW/cm^2 φώτων ή για 20 δευτερόλεπτα στα 400mW/cm^2 φώτων σε μήκος κύματος 400-500nanometers(nm). Στην εικόνα 9 απεικονίζεται η μικροϋβριδική ρητίνη του πειράματος



Εικόνα 9. Μικροϋβριδική ρητίνη.

Οι νάνοϋβριδικές ρητίνες ανήκουν στην κατηγορία A2 και αποτελούνται από ένα μίγμα τροποποιημένης ζirkονίας/σίλικας και 20nm επιφανειακά τροποποιημένα μόρια σίλικας. Η ρητίνη είναι της εταιρείας 3M και το μοντέλο είναι το ESPE Filtek Z550. Οι ρητίνες αυτές ιδανικές για αποκατάσταση πρόσθιων και οπίσθιων δοντιών. Με βάση το εγχειρίδιο χρήσης συνήθως χρησιμοποιείται στα δύο χιλιοστά πάχος, κάτι το οποίο και σε αυτό το είδος ρητινών εξαρτάται από το μέγεθος του προβλήματος και δεν είναι απαραίτητο για την μελέτη μας να έχουμε δείγματα μόνο για αυτό το πάχος. Σχετικά με τον πολυμερισμό, το εγχειρίδιο χρήσης αναφέρει ότι είναι απαραίτητο να πολυμεριστούν για 10 δευτερόλεπτα με ένταση 1000mW/cm^2 φώτων ή για 20 δευτερόλεπτα με ένταση 400mW/cm^2 φώτων σε μήκος κύματος 400-500nm. Στην εικόνα 10 απεικονίζεται η νανοϋβριδική ρητίνη του πειράματος



Εικόνα 10. Νανοϋβριδική ρητίνη.

Στην συνέχεια παρατίθενται παλαιότερες έρευνες σχετικά με τις μηχανικές ιδιότητες των δύο ρητινών με γνώμονα την σκληρότητα τους συναρτήσει διαφόρων παραγόντων, όπως οι περιβαλλοντικές συνθήκες, ο τρόπος πολυμερισμού, το πάχος, το είδος και ο χρόνος πολυμερισμού.

Τον Δεκέμβρη του 2017 οι Sookhakiyan, Tavana, Azarnia και Bagheri δημοσίευσαν ένα άρθρο σχετικά με την αντοχή των νανοϋβριδικών και μικροϋβριδικών ρητινών σε υγρές και ξηρές συνθήκες. Για την μελέτη αυτή χρησιμοποίησαν 4 ρητίνες και το πείραμα διεξήχθη για 60 ημέρες. Όλες οι ρητίνες είχαν το ίδιο μέγεθος με διαστάσεις 30mm x 5mm x 2mm. Οι συνθήκες αποθήκευσης των ρητινών ήταν είτε μέσα σε απεσταγμένο νερό είτε σε στεγνό μέρος στους 37 βαθμούς κελσίου. Το πείραμα πραγματοποιήθηκε με την μέθοδο 3-way ANOVA. Η μέθοδος αυτή χρησιμοποιείται με σκοπό να ανιχνευθούν πιθανές διαφορές στις μέσες τιμές για περισσότερους από 2 πληθυσμούς. Ο όρος 3-way σημαίνει πως θα ληφθούν υπόψιν 3 παράγοντες. Οι 3 αυτοί παράγοντες στην συγκεκριμένη έρευνα είναι η αντοχή των ρητινών, η διάρκεια του πειράματος και οι συνθήκες αποθήκευσης των ρητινών. Τα συμπεράσματα που εξήχθησαν από την μελέτη ήταν ότι τα δείγματα τα οποία τοποθετήθηκαν μέσα σε νερό εμφάνισαν αρκετά μικρότερη αντοχή ως προς την θραύση σε σχέση με αυτά που αποθηκεύτηκαν σε ξηρό μέρος. Οι επιστήμονες αναφέρουν πως για να αποφευχθεί η θραύση θα ήταν πρόπον να τοποθετηθεί μία επικάλυψη στην επιφάνεια της ρητίνης με σκοπό να μην προκαλείται αντίδραση σε σύντομο χρονικά διάστημα οποιουδήποτε

υγρού με την ρητίνη. Όμως, η αντοχή της ρητίνης στον χρόνο εξαρτάται από διαφορετικούς και ποικίλους παράγοντες. (Sookhakiyan et al, 2017)

Τον Μάρτιο του 2011 οι Nicoleta Ilie, Reinhard Hickel, Anca Silvia Valceanu και Karin Christine Huth μελέτησαν την αντοχή των ρητινών από ποικίλες κατηγορίες εκ των οποίων συμπεριλαμβάνονταν και οι μικροϋβριδικές και οι νανοϋβριδικές. Αρχικά συμπέραναν πως η αντοχή σχετίζεται άμεσα με την αντοχή σε κάμψη, το μέτρο κάμψης, την διαμετρική αντοχή εφελκυσμού και την αντοχή σε θλίψη. Στην συνέχεια ανέφεραν πως το μειωμένο μέγεθος του κόκκου, όπως στις νανοϋβριδικές, δίνει την δυνατότητα βελτίωσης των μηχανικών ιδιοτήτων των ρητινών καθώς οι αποστάσεις μεταξύ των κόκκων είναι μειωμένες κάτι το οποίο προσδίδει στις ρητίνες αυξημένη αντοχή. Μία ακόμα εξίσου σημαντική πληροφορία που άντλησαν από αυτή την μελέτη ήταν πως οι νανοϋβριδικές έχουν μεγαλύτερη ευαισθησία στην υδρολυτική αποικοδόμηση και ταχύτερη υποβάθμιση των μηχανικών τους ιδιοτήτων σε σύγκριση με τις μικροϋβριδικές. Στο συγκεκριμένο άρθρο αναφέρθηκε πως οι Lin και Drummond ανέλυσαν τρεις ρητίνες όπου οι δύο ήταν οι μικροϋβριδικές και οι νανοϋβριδικές οι οποίες εκτέθηκαν σε διαφορετικές συνθήκες για πέντε μήνες όπως, καθαρό αέρα, απεσταγμένο νερό, τεχνητό σάλιο και ένα υγρό μίγμα με 50% νερό και 50% αιθανόλη. Παρατήρησαν πως οι νανοϋβριδικές παρουσίασαν μειωμένη αντοχή σε θλίψη σε κόπωση σε σύγκριση με τις μικροϋβριδικές, κάτι το οποίο έρχεται σε σύγκρουση με αυτά που προαναφέρθηκαν. (Ilie et al, 2011)

Τον Σεπτέμβριο του 2017, η Yen και συνεργάτες της (Yen et al, 2017) δημοσίευσαν έρευνα στην οποία αξιολόγησαν την σκληρότητα και την θλιπτική αντοχή δύο συνθετικών ρητινών εκ των οποίων η μία ήταν νανοϋβριδική και η άλλη ρητίνη μαζικής αποκατάστασης η οποία κυρίως χρησιμοποιείται για τα οπίσθια δόντια. Οι ρητίνες αυτές πολυμερίστηκαν με δύο διαφορετικούς τρόπους. Ο ένας ήταν η λάμπα LED και ο άλλος η λάμπα ιωδίνης ή αλλιώς λάμπα αλογόνου. Η συγκεκριμένη μελέτη πραγματοποιήθηκε με σκοπό τον έλεγχο τόσο της σκληρότητας όσο και της θλιπτικής αντοχής της ρητίνης. Ο προβληματισμός αυτός προκλήθηκε από την αντικατάσταση των αμαλαμάτων από τις συνθετικές ρητίνες με κύριο σκοπό την αισθητική βελτίωση καθώς το χρώμα των αμαλαμάτων είναι γκρι που τείνει προς το μαύρο ενώ το χρώμα των συνθετικών ρητινών είναι λευκό. Χρησιμοποίησαν 80 δείγματα συνολικά όπου χωρίστηκαν σε 2 ομάδες των 40. Όλες οι ρητίνες ήταν

κατεργασμένες στις ίδιες διαστάσεις οι οποίες ήταν 4mm διάμετρο 1,5mm βάθος. Τα δείγματα χωρίστηκαν σε 2 μεγάλες κατηγορίες:

- a) σε αυτά που πολυμερίστηκαν με λάμπα LED και,
- b) σε αυτά που πολυμερίστηκαν με λάμπα αλογόνου.

Ο φωτοπολυμερισμός διήρκησε για 40 δευτερόλεπτα. Για τις μετρήσεις σκληρομέτρησης χρησιμοποιήθηκε μηχανήμα της εταιρείας Instron εφαρμόζοντας μέθοδο Vickers (η μέθοδος περιγράφεται αναλυτικά σε επόμενη παράγραφο που αφορά την σκληρομέτρηση). Οι ερευνητές κάνοντας χρήση του ISO 4049:2000 εκτίμησαν την σκληρότητα και την θλιπτική αντοχή των ρητινών. Στις εικόνες 11 και 12 παρατίθενται οι πίνακες με τα αποτελέσματα της έρευνας που συγκρίνει την αντοχή σε συμπίεση διαφορετικών ρητινών αλλά και το επίπεδο σημαντικότητας αυτών.(Yen et al, 2017).

Table 1. Mean and standard deviations of compressive strengths (depth of cure) of bulkfill and nano-hybrid composite when cured with LED and QTH light curing units

Resin composite		Mean compressive strength (mpa)	Standard deviation	T-statistic	P-value	Level of significance
Bulkfill composite (group i)	Led (group ia)	123.04	25.36	3.058	0.007*	Significant
	Qth (group i b)	90.64	21.89			
Nano-hybrid composite (group ii)	Led (groupiia)	137.05	38.73	2.122	0.005*	Significant
	Qth (groupiib)	108.74	16.69			
Bulkfill composite (group i)	Led	123.04	25.36	0.957	0.353	Not very significant
Nano-hybrid composite (group ii)	Led	137.05	38.73			
Bulkfill composite (group i)	Qth	90.64	21.89	2.079	0.005*	Significant
Nano-hybrid composite (group ii)	Qth	108.74	16.69			

Εικόνα 11. Πίνακας αποτελεσμάτων της έρευνας που συγκρίνει την αντοχή σε συμπίεση διαφορετικών ρητινών.

Table 2. Mean and standard deviations of micro-hardness values (VHN) for bulkfill and nano hybrid composites when cured with LED and QTH light curing units

Resin composite		Mean micro-hardness (hv)	Standard deviation	T-statistic	P-value	Level of significance
Bulkfill composite (group i)	Led (group i a)	80.55	4.24	6.042	<0.001**	Highly significant
	Qth (group i b)	68.25	4.83			
Nano-hybrid composite (group ii)	Led (iia)	96.80	6.79	2.739	0.013*	Significant
	Qth (iib)	89.40	5.18			
Bulkfill composite (group i)	Led	80.55	4.24	6.414	<0.001**	Highly significant
Nano-hybrid composite (group ii)	Led	96.80	6.79			
Bulkfill composite (group i)	Qth	68.25	4.83	9.435	<0.001**	Highly significant
Nano-hybrid composite (group ii)	Qth	89.40	5.18			

Εικόνα 12. Πίνακας αποτελεσμάτων της έρευνας που συγκρίνει την αντοχή σε συμπίεση διαφορετικών ρητινών.

Από τα συμπεράσματα που παρουσιάζονται στους πίνακες 11 και 12 οι ερευνητές κατέληξαν πως οι ρητίνες οι οποίες είχαν φωτοπολυμεριστεί με λάμπα LED εμφάνισαν καλύτερα επίπεδα σκληρότητας και θλιπτικής αντοχής σε σχέση με τις ρητίνες οι οποίες πολυμερίστηκαν με λάμπα αλογόνου. Κάτι τέτοιο οδηγεί στο συμπέρασμα πως αυτές οι ρητίνες επιφέρουν περισσότερες πιθανότητες για καλύτερα αποτελέσματα. (Yen et al., 2017)

Οι συγκεκριμένοι ερευνητές στην μελέτη τους ανέφεραν και μία ακόμα μελέτη που είχε πραγματοποιηθεί το 2000 από την ομάδα του William J Dunn όπου μελέτησαν την επίδραση της λάμπας ιωδίνης και της λάμπας LED σε συνθετικές ρητίνες. Στην μελέτη αυτή παρατήρησαν πως οι ρητίνες που είχαν πολυμεριστεί με λάμπα αλογόνου είχαν πιο σκληρές και ανθεκτικές επιφάνειες κάτι το οποίο έρχεται αντιμέτωπο με την έρευνα του 2017. (Dunn,Bush, 2002)

2.2 Σκληρότητα

Η σκληρότητα διαφοροποιείται ανάλογα με το υλικό. Για τα ορυκτά, είναι η αντίσταση που προβάλλουν στη χάραξη από ένα άλλο μέσο. Για τα μέταλλα χαρακτηρίζεται η αντίσταση ενός υλικού στην παραμόρφωση του που τείνει να προκληθεί από ένα μέσο. Οι μετρήσεις σκληρότητας ανάλογα με τις δυνάμεις που εφαρμόζονται και με τις παραμορφώσεις που παρατηρούνται κατανέμονται σε τρεις κλίμακες, τις macro, micro και nano. Στην κλίμακα macro έχουμε γρήγορες και εύκολες μετρήσεις σε μικρά δείγματα υλικού. Χρησιμοποιούνται ευρέως για τον έλεγχο ποιότητας διαδικασιών επεξεργασίας της επιφάνειας των υλικών αλλά όχι για λεπτές επικαλύψεις ή διαδικασίες που σχετίζονται με τριβές και αντοχές επιφανείας. Στην κλίμακα micro εφαρμόζονται οι μέθοδοι σκληρότητας που είναι κατάλληλες για λεπτά επιφανειακά στρώματα, μικροδομές, πολυφασικά, ανομοιογενή και εύθραυστα υλικά. Τέλος στην κλίμακα nano γίνεται χρήση μικρών δυνάμεων διείσδυσης περίπου της τάξης του 1nN. Όσο μεγαλύτερη είναι η σκληρότητα ενός υλικού τόσο μεγαλύτερη είναι η αντίσταση που προβάλλει στην χάραξη ή την παραμόρφωση του.

Ο βασικός σκοπός της σκληρότητας είναι να προσδιορίσει την καταλληλότητα ενός υλικού για μια συγκεκριμένη εφαρμογή. Η ποσοτική τιμή της σκληρότητας πρέπει πάντα να αξιολογείται σε σχέση με τρεις παραμέτρους. Η πρώτη είναι το είδος του διεισδυτή και η γεωμετρία του. Η δεύτερη είναι το φορτίο που ορίζεται στον διεισδυτή και η τρίτη η διάρκεια εφαρμογής του φορτίου πάνω στο υπό εξέταση υλικό. (Stone et al, 2006)

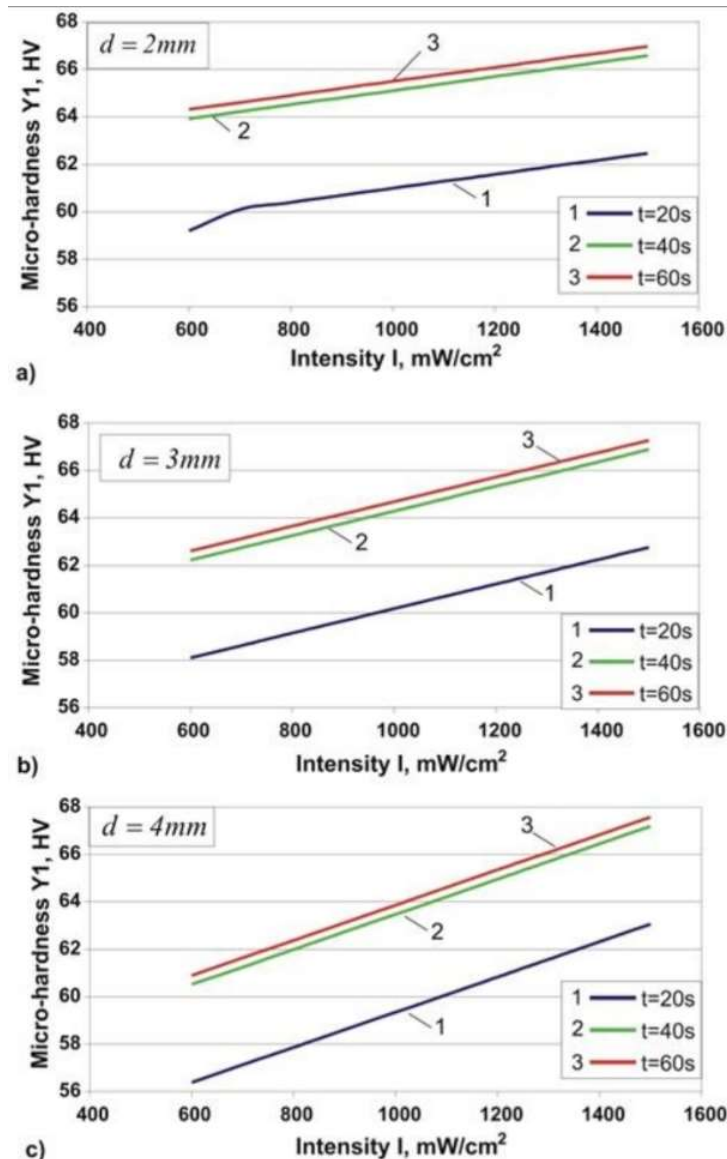
Ο έλεγχος σκληρότητας ενός υλικού απαιτεί και τις κατάλληλες συνθήκες για να είναι έγκυρος. Στην περίπτωση των ρητινών θα πρέπει να έχουν επεξεργαστεί καταλλήλως όπως έγινε αναφορά και στην αρχή του κεφαλαίου. Αν ο έλεγχος τους πραγματοποιηθεί κάτω από μη ιδανικές συνθήκες τότε οι μετρήσεις που λαμβάνονται δεν αντιπροσωπεύουν την σκληρότητα τους.

Ο κυριότερος παράγοντας που καθορίζει τόσο την ακρίβεια των μετρήσεων αλλά και την σκληρότητα των ρητινών είναι ο χρόνος και η ένταση πολυμερισμού, εν ολίγοις η μέθοδος φωτοπολυμερισμού. Η μέθοδος πολυμερισμού της ρητίνης αποτελεί το μεγαλύτερο κομμάτι αξιοπιστίας της τόσο ως προς τον αντοχή όσο και ως προς την αισθητική της. Η εμπειρία έχει δείξει πως δεν αρκεί η ρητίνη απλά να πολυμεριστεί από την μία πλευρά. Κρίνεται αναγκαίο η ρητίνη να φωτοπολυμεριστεί από όλες τις άμεσα προσβάσιμες πλευρές με σκοπό τον πλήρη πολυμερισμό προς αποφυγή αρνητικών αποτελεσμάτων. Στην περίπτωση που χρειάζεται να τοποθετηθεί αρκετή ποσότητα ρητίνης για να καλύψει κάποιο κενό όπως στην περίπτωση όπου το δόντι έχει καταστραφεί σε μεγάλο βάθος, θα πρέπει να τοποθετηθεί και να πολυμεριστεί σε στρώσεις για καλύτερο αποτέλεσμα. Σε αυτή την διαδικασία προτείνεται ανά 2mm η ρητίνη να πολυμερίζεται και στην τελική στρώση η ρητίνη να γυαλίζεται από τον οδοντίατρο. Το 1997 δημοσιεύθηκε ένα άρθρο στο περιοδικό της οδοντιατρικής κοινότητας της Νοτίου Αφρικής από τους Marais JT, Dannheimer MF, PJ Germishuys και Borman JW σχετικά με το βάθος πολυμερισμού στις ρητίνες και την σκληρότητα αυτών. Στην έρευνα αυτή χρησιμοποίησαν δύο διαφορετικούς τρόπους πολυμερισμού σε δύο εντάσεις:

- 600mW/cm²
- 300mW/cm²

Στη συνέχεια σε 5 μεταλλικές επιφάνειες των 1,2,3,4 και 6 mm δημιούργησαν 20 τρύπες διαμέτρου 5 mm. Κάθε κενό καλύφθηκε από συνθετική ρητίνη είτε με Z100 είτε με 3M και στην συνέχεια 10 δείγματα πολυμερίστηκαν σε ένταση 300mW/cm² και 10 δείγματα σε ένταση 600mW/cm². Τέλος για τον έλεγχο σκληρότητας εφάρμοσαν μέθοδο Vickers σε όλα τα πάχη ρητινών. Στο συμπέρασμα στο οποίο οδηγήθηκαν ήταν πως μέχρι 2mm πάχος η σκληρότητα της ρητίνης αυξάνεται ανάλογα με την ένταση πολυμερισμού. Σε μεγαλύτερα βάθη από 2mm η σκληρότητα των συνθετικών ρητινών είτε δεν άλλαζε είτε ή αλλαγή της ήταν αμελητέα. (Marais

JT, 1997) Στην εικόνα 13 παρουσιάζονται τα ευρήματα της μελέτης που δείχνουν τις μεταβολές στην σκληρότητα ρητινών διαφορετικού πάχους σαν συνάρτηση του χρόνου και της έντασης πολυμερισμού.



Εικόνα 13. Έλεγχος σκληρότητας ρητίνης για διαφορετικούς χρόνους με διαφορετικές εντάσεις. (Tsanka, Dikova, 2021)

Στα παραπάνω γραφήματα παρατηρείται πως για 3 διαφορεικά πάχη μίας συνθετικής ρητίνης εφαρμόστηκαν 3 διαφορετικές εντάσεις για 3 διαφορετικούς χρόνους και το συμπέρασμα που εξήχθη είναι πως υπάρχει μεγάλη διαφορά στην σκληρότητα της ρητίνης ανάμεσα στα 20 και στα 40 δευτερόλεπτα φωτοπολυμερισμού. Ο πολυμερισμός στην εν λόγω έρευνα πραγματοποιήθηκε με

λάμπα LED και για την μέτρηση της σκληρότητας εφαρμόστηκε η μέθοδος Vickers. (Dikova et al., 2021)

Σε μία ακόμη μελέτη όταν μία νανοϋβριδική ρητίνη πολυμερίστηκε με λάμπα LED για 20 δευτερόλεπτα, ακόμα και με υψηλή ένταση φωτός, παρατηρήθηκε πως όχι μόνο δεν ήταν ο χρόνος αρκετός αλλά προκαλούνταν και ένα φαινόμενο το οποίο ονομάζεται μονομερής απόπλυση. Για αυτό ακριβώς τον λόγο προτάθηκε η εφαρμογή 2 κύκλων των 20 δευτερολέπτων. (Wankhade et al., 2020)

2.2.1 Μέθοδοι Μέτρησης Σκληρότητας

Η σκληρότητα ενός υλικού μετρείται με 7 μεθόδους:

1. Rockwell Hardness. Η μέθοδος σκληρότητας κατά Rockwell αναπτύχθηκε περίπου 100 χρόνια πριν, από τους Stanley Pickett Rockwell και Hugh Rockwell και βασίζεται στη μέτρηση του βάθους του αποτυπώματος που προκαλεί ο διεισδυτής σε δύο φάσεις. Στην πρώτη φάση γίνεται η προφόρτιση με μικρή δύναμη στα 10 kgf όπου παρομοιάζεται με τοπική λείανση και το βάθος της χαρακτηρίζεται ως το βάθος αναφοράς, και στην δεύτερη φάση πραγματοποιείται η φόρτιση με μεγαλύτερη προκαθορισμένη δύναμη, για παράδειγμα 90 kgf, για συγκεκριμένο χρονικό διάστημα ($1\text{kgf}=9,8\text{Newton}$). Στην μέθοδο αυτή μπορούν να εφαρμοστούν δύο διαφορετικοί διεισδυτές, ο ένας είναι με σφαίρα από σκληρυμένο χάλυβα όπου χρησιμοποιείται για κράματα αλουμινίου, χαλκού και για μαλακούς χάλυβες και ο άλλος είναι με διαμαντένιο κώνο που χρησιμοποιείται για σκληρά κράματα και σκληρό χυτοσίδηρο. Για την αξιόπιστη εφαρμογή της μεθόδου Rockwell είναι απαραίτητο το δείγμα να είναι 10 φορές παχύτερο για την μέθοδο που χρησιμοποιεί διεισδυτή σφαίρας και 15 φορές παχύτερο για την μέθοδο που χρησιμοποιεί διεισδυτή διαμαντιού. (Παντατοσάκη, Καλλέργη, 2021)
2. Brinell Hardness. Η μέθοδος Brinell αναπτύχθηκε το 1900 από τον Σουηδό Johan August Brinell. Ο διεισδυτής αποτελείται από σφαίρα με σκληρυμένο χάλυβα ή καρβίδιο του βολφραμίου και δημιουργεί σφαιρικό αποτύπωμα

διαμέτρου στο δείγμα. Η μέθοδος αυτή χρησιμοποιείται σε μέτρια προς μαλακά υλικά με μεγάλη μεταλλουργική ανομοιογένεια. (Παντατοσάκη, Καλλέργη, 2021)

3. Vickers Hardness. Η μέθοδος Vickers ανακαλύφθηκε από τους Robert L. Smith και George E. Sandland το 1921 ως εναλλακτική επιλογή της μεθόδου Brinell. Το μεγάλο πλεονέκτημα αυτής της μεθόδου είναι πως μπορεί να εφαρμοστεί και σε μακροκλίμακες αλλά και σε μικροκλίμακες σε ποικίλα υλικά. Φέρει διεισδυτή από διαμάντι πυραμοειδούς μορφής. Μπορεί να εφαρμοστεί φορτίο από 1 έως και 120 kgf. Χρησιμοποιείται για μικρά δοκίμια, λεπτές επιφάνειες και κεραμικά. Η διάρκεια που το φορτίο ασκεί πίεση στο υλικό κυμαίνεται από 10-30 δευτερόλεπτα. (Παντατοσάκη, Καλλέργη, 2021)
4. Knoop Hardness. Η μέθοδος Knoop δημιουργήθηκε για να μπορεί να υπολογισθεί η σκληρότητα πολύ λεπτών και εύθραυστων δειγμάτων. Οι μέθοδοι Rockwell, Brinell και Vickers χρησιμοποιούν βαριά φορτία που προκαλούν θραύση στα πολύ λεπτά και εύθραυστα δείγματα. Η μέθοδος Knoop έχει την δυνατότητα να ασκήσει πίεση με φορτίο μόλις 1 kgf που ο διεισδυτής φέρει στην άκρη χαρακτηριστικό επίμηκες πυραμιδικό υλικό. (Clemex, 2020)
5. Shore Hardness. Η σκληρότητα Shore μετράει την αντίσταση πολυμερών και ελαστομερών που προκαλείται από την φόρτιση ενός διεισδυτή που φέρει μεταλλική άκρη. Η μέθοδος αυτή χρησιμοποιείται για in vivo μελέτες, δηλαδή για μαλακούς ιστούς. Ανάλογα με το βάθος της εσοχής που προκαλείται στον μαλακό ιστό αξιολογείται και η σκληρότητα του ιστού. Οι τιμές που λαμβάνονται σε αυτή την μέθοδο είναι από 1 έως 100 και όσο πιο υψηλή είναι η τιμή τόσο μεγαλύτερη αντίσταση παρουσιάζει ο ιστός. (Chatzistergos et al, 2022)
6. Mohs Hardness. Η σκληρότητα Mohs επινοήθηκε από τον Γερμανό ορυκτολόγο Friedrich Mohs το 1812. Υπολογίζει την αντίσταση μιας λείας επιφάνειας ενός ορυκτού σε γρατζουνιές ή τριβές. Η σκληρότητα ενός

ορυκτού προσδιορίζεται παρατηρώντας αν η επιφάνεια του γρατζουνίζεται από μία ουσία γνωστής ή καθορισμένης σκληρότητας. Για τον λόγο αυτό επινοήθηκε η κλίμακα Mohs που αποτελείται από 10 ορυκτά στα οποία έχουν δοθεί αυθαίρετες τιμές σκληρότητας. Με βάση αυτή την κλίμακα παρατηρείται ποιο ορυκτό έχει υψηλή σκληρότητα και ποιο όχι. Στην εικόνα 14 απεικονίζεται η κλίμακα Mohs.

Mohs Hardness Scale		
Mineral Name	Scale Number	Common Object
Diamond	10	
Corundum	9	Masonry Drill Bit (8.5)
Topaz	8	
Quartz	7	Steel Nail (6.5)
Orthoclase	6	
Apatite	5	Knife/Glass Plate (5.5)
Fluorite	4	Copper Penny (3.5)
Calcite	3	
Gypsum	2	Fingernail (2.5)
Talc	1	

Increasing Hardness ↑

Εικόνα 14. Κλίμακα Mohs. Στο αριστερό τμήμα της εικόνας είναι τα ορυκτά και στο δεξί οι μέθοδοι χαράγματος που ορίζουν και τον βαθμό σκληρότητας. (IGS, 1998)

7. Barcol Hardness. Κατά την μέθοδο αυτή δημιουργείται μία εσοχή στο δείγμα που στη συνέχεια το βάθος διεύθυνσης μετατρέπεται σε απόλυτο αριθμό Barcol όπου ο αριθμός αυτός δημιουργείται αυτόματα από τον εξοπλισμό μέτρησης. Η μέθοδος αυτή χρησιμοποιείται για πλαστικά και πολυμερή υλικά, για ελαφριά μέταλλα και κράματα αλουμινίου, για μαλακά υλικά, για δέρμα, για υαλοϊνομερή καθώς επίσης και για ημικατεργασμένα υλικά.

2.2.2 Εφαρμογή Vickers στις ρητίνες

Από τις προηγούμενες μεθόδους σκληρομέτρησης διαφόρων υλικών τρεις από αυτές χρησιμοποιούνται ευρέως, οι Rockwell, Brinell και Vickers. Στις σκληρομετρήσεις ρητινών κατά κύριο λόγο χρησιμοποιείται η μέθοδος Vickers. Η μέθοδος Vickers παρόλο που θεωρείται σχεδόν ίδια με την Brinell διαθέτει κάποιες λεπτομέρειες κατά την εφαρμογή της που την καθιστούν ιδανικότερη. Αρχικά, το αποτύπωμα που δημιουργείται είναι υπό την μορφή τετραγώνου που προσδίδει μεγαλύτερη ακρίβεια σε σχέση με το κυκλικό αποτύπωμα της Brinell. (Moss, Basic, 2013) Επιπροσθέτως, η μέθοδος Brinell εφαρμόζεται σε μαλακά υλικά με μεταλλουργική ανομοιογένεια που σημαίνει πως δεν είναι ικανή για την μέτρηση σκληρότητας των οδοντιατρικών ρητινών, ενώ από την άλλη η μέθοδος Vickers ενδείκνυται για κεραμικά και συνθετικά υλικά.

Σε αντίθεση με την μέθοδο Brinell η μέθοδος Rockwell έχει την δυνατότητα επιλογής δύο διαφορετικών διευσδυτών, τόσο με σφαίρα όσο και με διαμάντι. Παρόλο που και η μέθοδος Rockwell και η Vickers έχουν ως διευσδυτή διαμαντένιο κώνο, η πρώτη κρίνεται μη επιθυμητή για την μέτρηση σκληρότητας των ρητινών καθώς χρησιμοποιείται για σκληρά κράματα και σκληρό χυτοσίδηρο κάτι το οποίο επιβεβαιώνεται και με την εφαρμογή της μεθόδου εφαρμόζοντας σε δεύτερη φάση αρκετά μεγάλη δύναμη στο υπό εξέταση δείγμα. Αυτό θα είχε ως αποτέλεσμα όλες οι ρητίνες να σπάσουν κάτι το οποίο είναι ανεπιθύμητο.

Τέλος, η μέθοδος Vickers κρίνεται η πιο κατάλληλη μέθοδος σκληρομέτρησης των ρητινών διότι το φορτίο που ασκεί πίεση στο δείγμα μπορεί να λάβει μεγάλο εύρος τιμών, από 1 kgf έως 120 kgf. Κάτι τέτοιο δίνει την δυνατότητα να επέλθει σταδιακή φόρτιση στο υπό εξέταση δείγμα με σκοπό την εύρεση του ορίου θραύσης.

2.3 Πρωτόκολλο Μελέτης

Για την εκπόνηση της διπλωματικής ακολουθήθηκε συγκεκριμένο πρωτόκολλο το οποίο διασφαλίζει την αξιοπιστία των μετρήσεων με σκοπό να αξιολογηθούν οι μηχανικές ιδιότητες των μικροϋβριδικών και των νανοϋβριδικών ρητινών. Αρχικά εξήχθησαν 6 δείγματα μικροϋβριδικής ρητίνης των 2 χιλιοστών, 6 δείγματα νανοϋβριδικής ρητίνης των 2 χιλιοστών, 2 δείγματα μικροϋβριδικής ρητίνης των 4 χιλιοστών και 2 δείγματα νανοϋβριδικής ρητίνης των 4 χιλιοστών με την χρήση ειδικού καλουπιού όπως απεικονίζεται στην εικόνα 15.



Εικόνα 15. Οδοντιατρικό καλούπι.

Στη συνέχεια φωτοπολυμερίστηκαν με δύο διαφορετικούς πολυμεριστές, ο ένας είναι με λάμπα ιωδίνης (quartz-tungsten-halogen(QTH)) και ο άλλος με λάμπα LED όπως απεικονίζονται στις εικόνες 16 και 17.

Οι μονάδες φωτοπολυμερισμού QTH είναι ευρέως χρησιμοποιούμενες και είναι κατασκευασμένες από λάμπα χαλαζία που περιέχει νήμα βολφραμίου σε περιβάλλον αλογόνου. Οι μονάδες QTH εκπέμπουν υπεριώδη ακτινοβολία και ορατό φως, το οποίο φιλτράρεται για να περιορίσει το μήκος κύματος εξόδου μεταξύ 400 και 500

nm ενώ παράλληλα ελαχιστοποιείται η θερμότητα. Η ένταση του φωτός που εκπέμπεται από έναν λαμπτήρα QTH κυμαίνεται από 400 έως 1200mW/cm² και ανάλογα με την συσκευή και την χρήση μπορεί να ρυθμιστεί ανάλογα. Συνιστάται στους χώρους που χρησιμοποιούνται ευρέως λάμπες ιωδίνης να παρευρίσκεται ειδικό ραδιόμετρο. Επιπροσθέτως η συσκευή QTH περιέχει ειδικό ανεμιστήρα με σκοπό την ψύξη αυτής, για αποφυγή υπερθέρμανσης. (Donly,Sasa, 2019)

Οι μονάδες φωτοπολυμερισμού LED εκπέμπουν φως στο μπλε τμήμα του ορατού φάσματος, συνήθως μεταξύ 440 και 490 nm και δεν εκπέμπουν θερμότητα. Επομένως οι μονάδες LED δεν απαιτούν φίλτρα όπως οι QTH. Η τροφοδοσία τους μπορεί να πραγματοποιηθεί από επαναφορτιζόμενες μπαταρίες επειδή απαιτούν χαμηλή ισχύ και είναι πιο αθόρυβες από τις QTH καθώς δεν φέρουν ανεμιστήρα ψύξης. Οι αρχικές εκδόσεις των μονάδων LED εξέπεμπαν χαμηλότερη ένταση φωτός, ενώ οι νεότερες εκδόσεις ενσωματώνουν πολλαπλές λυχνίες LED με ποικίλα εύρη μηκών κύματος για να διευρύνουν το φάσμα του εκπεμπόμενου φωτός και να αυξήσουν τη συνολική ένταση προκειμένου να πολυμεριστούν επαρκώς όλα τα οδοντικά υλικά που ενεργοποιούνται με το ορατό φως. (Donly,Sasa, 2019)

Στην εν λόγω διπλωματική, η λάμπα ιωδίνης είναι της εταιρείας Megalux η οποία χρησιμοποιείται σε μήκος κύματος 400-500nm (μπλε φως) και είναι ρυθμισμένη στα 40 δευτερόλεπτα φωτοπολυμερισμού. Στο ίδιο μήκος κύματος χρησιμοποιείται και η λάμπα LED η οποία πολυμερίζει με 2 κύκλους των 20 δευτερολέπτων και διαθέτει περαιτέρω χρόνους πολυμερισμού οι οποίοι είναι τα 5,10, και 15 δευτερόλεπτα. Με την λάμπα ιωδίνης πολυμερίστηκαν τα 8 δείγματα στα 530mW/cm² φώτων για 40 δευτερόλεπτα ενώ με την λάμπα LED τα άλλα 8 δείγματα στα 1000mW/cm² για 2 κύκλους των 20 δευτερολέπτων. Να σημειωθεί πως στην λάμπα ιωδίνης είναι δυνατόν να μεταβληθεί η ένταση, ενώ στην λάμπα LED έχει οριστεί από τον κατασκευαστή. Η απόσταση των φωτοπολυμεριστών πρέπει να είναι από 1cm και κάτω χωρίς να ακουμπάνε την ρητίνη. Κατά την διάρκεια φωτοπολυμερισμού των ρητινών χρησιμοποιούνται ειδικά γυαλιά προστασίας. Τον Απρίλιο του 1986 δημοσιεύθηκε ένα άρθρο στο οποίο οι/ο συγγραφείς/συγγραφέας δεν αναγράφονται. Το συγκεκριμένο άρθρο αναφέρει τις βλάβες που μπορεί να προκαλέσει η εκπομπή φωτός των φωτοπολυμεριστών στα ανθρώπινα μάτια σε μήκη κύματος 400-500nm. Πιο συγκεκριμένα, υποδεικνύει πως η εκπομπή φωτός σε τέτοια μήκη κύματος

μπορεί να δημιουργήσει πρόωρη γήρανση του αμφιβληστροειδούς καθώς επίσης και να προκαλέσει καταρράκτη στον οδοντίατρο. Για τον λόγο αυτό επισημαίνεται η χρήση ειδικών προστατευτικών γυαλιών τα οποία φιλτράρουν το μεγαλύτερο μέρος της έντασης των μηκών κύματος κάτω από 500nm. (Unknown, 1985) Τα προστατευτικά γυαλιά που χρησιμοποιούνται κατά την διαδικασία του πολυμερισμού των ρητινών είναι κόκκινα, διότι το κόκκινο έχει μήκος κύματος 650nm περίπου που σημαίνει ότι φιλτράρει και αποκόπτει το μπλε φως που είναι χαμηλότερου μήκος κύματος.



Εικόνα 16. Φωτοπολυμεριστής με λάμπα ιωδίνης. (Dental Products)



Εικόνα 17. Φωτοπολυμεριστής με λάμπα LED.

Το αμέσως επόμενο βήμα είναι η λείανση από εξειδικευμένο εξοπλισμό. Η λείανση των ρητινών πραγματοποιείται με την χρήση οδοντιατρικού micromotor της εταιρείας BIEN AIR. Η μέγιστη ταχύτητα του μοτέρ είναι στις 20000rpm/min. Στην λαβή του micromotor εφαρμόζεται ειδική γωνιακή χειρολαβή στην οποία τοποθετούνται οι κεφαλές που απεικονίζονται στην εικόνα 18. Για την σωστή και βέλτιστη αποτελεσματικότητα χρησιμοποιείται συγκεκριμένο πρωτόκολλο το οποίο ανακτήθηκε από οδοντίατρο. Αρχικά να αναφέρουμε πως το οδοντιατρικό micromotor χρησιμοποιείται για πολλούς και διαφορετικούς λόγους εκ των οποίων ο ένας είναι η λείανση ρητινών. Στην κεφαλή του micromotor τοποθετούνται ειδικά εξαρτήματα με διαφορετικές κεφαλές με σκοπό την βέλτιστη λείανση. Για την λείανση χρησιμοποιήθηκε συγκεκριμένο κουτί λείανσης ρητινών το οποίο περιέχει 9 διαφορετικά εξαρτήματα από τα οποία τα 3 είναι κεραμικά και τα άλλα 6 σιλικόνης. Τα 9 διαφορετικά εξαρτήματα έχουν χωριστεί σε τρεις τριάδες και υπάρχει

χρωματικός κώδικας που τα διαφοροποιεί. Ανάλογα με το χρώμα που θα χρησιμοποιηθεί θα πρέπει να εφαρμοστούν και οι ανάλογες στροφές στο micromotor. Για τις άσπρες κεφαλές 15000-20000/minutes(min), για τις ροζ κεφαλές 10000-12000/min και για τις μπλε 10000/min και λιγότερες. Επίσης χρησιμοποιήθηκαν δύο ακόμη εξαρτήματα, το ένα με λαστιχένια κεφαλή και το άλλο με κεφαλή που παρομοιάζεται με βουρτσάκι όπως φαίνεται στην εικόνα 18.



Εικόνα 18. Εξαρτήματα λείανσης ρητινών. Κεραμικές άσπρες κεφαλές, Ροζ και μπλε κεφαλές από σιλικόνη. Πάνω δεξιά εξάρτημα με κεφαλή σαν βούρτσα και ακριβώς δίπλα του εξάρτημα με λαστιχένια κεφαλή.

Στο πρώτο στάδιο χρησιμοποιήθηκε άσπρη κεραμική κεφαλή σε στροφές περίπου 17000/min. Στην διαδικασία αυτή αφαιρούνται οι μεγάλες προεξοχές που έχουν δημιουργηθεί κατά την εξαγωγή των ρητινών από το σωληνάριο. Στην συνέχεια εφαρμόστηκε εξάρτημα με ροζ κεφαλή από σιλικόνη σε στροφές περίπου 12000/min που ομαλοποιεί ακόμα περισσότερο την επιφάνεια δίνοντας έμφαση στην λεπτομέρεια και τέλος χρησιμοποιήθηκε το εξάρτημα με την μπλε κεφαλή από σιλικόνη σε στροφές περίπου 9000/min που δίνει ακόμα περισσότερη έμφαση στην λείανση μικρότερων επιφανειών. Στο τελικό στάδιο της λείανσης χρησιμοποιήθηκαν δύο διαφορετικά εξαρτήματα, το ένα ήταν με λαστιχένια κεφαλή και το άλλο με κεφαλή από ίνες (σαν βούρτσα). Τα δύο τελευταία εξαρτήματα χρησιμοποιήθηκαν για να προσδώσουν στις ρητίνες περαιτέρω λείανση καθώς επίσης και γυάλισμα σε αυτές. Αξίζει να αναφερθεί πως κατά την διάρκεια της λείανσης εφαρμοζόταν νερό

με την χρήση σύριγγας στην ρητίνη για να μην παραμένουν υπολείμματα πάνω στην λειανθήσα περιοχή καθώς επίσης και για υποβοήθηση της διεργασίας της λείανσης.

Αφότου πραγματοποιηθούν τα παραπάνω, οι δύο ρητίνες αξιολογούνται ως προς την αντοχή τους κάνοντας χρήση ενός σκληρόμετρου εφαρμόζοντας την μέθοδο Vickers. Η μηχανή ελέγχου σκληρότητας της ρητίνης είναι η Zwick/Roell όπου παρουσιάζεται στην εικόνα 19, η οποία πραγματοποιεί 3 μεθόδους, κατά Brinell, κατά Vickers και κατά Rockwell.



Εικόνα 19. Σκληρόμετρο Zwick/Roell.

Στη συγκεκριμένη διπλωματική χρησιμοποιήθηκε η μέθοδος Vickers (HV) για τους λόγους που αναπτύχθηκαν στο κεφάλαιο 2.2.2. Η μέθοδος αυτή είναι ιδιαίτερα αξιόπιστη και χρησιμοποιείται σχετικά σε λεπτά και σκληρά υλικά. Βασίζεται στην αργή επιβολή ενός φορτίου μέσω ενός διεισδυτή. (Φουντουκίδης, 2015) Ο διεισδυτής αυτός αποτελείται από μικρό διαμάντι πυραμοειδούς γεωμετρίας όπου η γωνία των απέναντι εδρών είναι 136° . Το δείγμα το οποίο εξετάζεται πρέπει να έχει λειανθεί πολύ καλά. Με την μέθοδο αυτή είναι δυνατόν να ασκηθούν διάφορες δυνάμεις πάνω στις ρητίνες. Οι διαθέσιμες δυνάμεις είναι τα 3,5,10,30 και 100 kilogramforce(kgf). Ο έλεγχος του φορτίου που ασκείται στη ρητίνη γίνεται με την χρήση 3 μοχλών στα δεξιά της μηχανής. Στην συνέχεια τοποθετείται η ρητίνη στο σκληρόμετρο και

μετακινείται ο διεισδυτής για να αποδοθεί το αποτύπωμα. Η τοποθέτηση του διεισδυτή από το δείγμα είναι περίπου στα 0,1mm απόσταση. Η εφαρμογή της μεθόδου Vickers απαιτεί πλήρη φόρτιση για 10 δευτερόλεπτα και όταν ολοκληρωθεί η διαδικασία με την χρήση ενός προσοφθάλμιου μετρητή υπολογίζονται οι 2 αποστάσεις, d1 και d2. Η απόσταση d1 εξάγεται από το μικροσκόπιο με την χρήση των δύο μαύρων παράλληλων γραμμών που εφαρμόζονται στις γωνίες του αποτυπώματος ώστε να αντιπροσωπεύει την διαγώνια διάσταση και η απόσταση d2 εξάγεται χρησιμοποιώντας το μικροσκόπιο περιστρεφόμενο κατά 90° σε σχέση με την d1. Αφού εισαχθούν αυτές οι τιμές εμφανίζονται στην οθόνη η σκληρότητα της ρητίνης και η κλίμακα στην οποία μετρήθηκε. Ο τύπος της σκληρότητας είναι ο εξής:

$$HV = \frac{2F \sin\left(\frac{136}{2}\right)}{d^2} \quad (1)$$

Όπου F είναι το φορτίο που έχουμε καταχωρήσει στον διεισδυτή και d είναι ο μέσος όρος των d1 και d2. Μονάδα μέτρησης της σκληρότητας είναι τα kgf/mm^2 ή N/mm^2

Για την μέτρηση σκληρότητας των ρητινών εφαρμόστηκαν δύο φορτία στο σκληρόμετρο. Το ένα ήταν 10kgf και το άλλο 30kgf. Να σημειωθεί πως $1\text{kgf}=9,80665\text{N}$. Τα συγκεκριμένα φορτία επιλέχθηκαν διότι όπως έγινε αναφορά και στο κεφάλαιο 1.1, η θλιπτική αντοχή των δοντιών στις διάφορες κατηγορίες κυμαίνεται από 100N-400N. Αρχικά εφαρμόστηκαν τα 10kgf σε όλες τις ρητίνες και στην συνέχεια εφαρμόστηκαν τα 30kgf. Είναι σημαντικό να επισημανθεί πως το πλάτος του δείγματος πρέπει να είναι τουλάχιστον 1,5 φορά μεγαλύτερο από το μήκος της διαγωνίου του τετραγωνικού αποτυπώματος. Αυτό πρέπει να ληφθεί υπόψιν διότι η μέτρηση θα επηρεαστεί από την αντίσταση του υποστηρίγματος του δοκιμίου. Εξίσου σημαντικό είναι πως αν δεν βρίσκεται στο κατάλληλο πάχος το δείγμα, τότε το αποτύπωμα θα τυπωθεί και στην απέναντι πλευρά, κάτι το οποίο καθιστά την μέτρηση εσφαλμένη. Η τελευταία παράμετρος που πρέπει να συνυπολογιστεί είναι η απόσταση των δύο σημειακών αποτυπωμάτων σε μία κοινή επιφάνεια. Η απόσταση αυτή πρέπει να είναι 3 φορές μεγαλύτερη από το μήκος της διαγωνίου του τετραγωνικού αποτυπώματος. Έτσι το ένα αποτύπωμα δεν εισχωρεί στο οπτικό πεδίο του άλλου αλλά και δεν επηρεάζεται η μέτρηση από την συμπίεση προηγούμενου αποτυπώματος. (Φουντουκίδης, 2015)

3. Αποτελέσματα

Σε αυτή την εργασία, κατασκευάστηκαν 16 δείγματα ρητινών, 12 από τα οποία είχαν πάχος 2 mm και 4 είχαν πάχος 4 mm. Αρχικά, 4 από τα 12 δείγματα πάχους 2 mm εξετάστηκαν και με τα δύο φορτία. Όμως κατά την διάρκεια των μετρήσεων 3 από τα 4 δείγματα έσπασαν όταν σε αυτά εφαρμόστηκε φορτίο 30 kgf. Παρατηρώντας την θραύση των ρητινών εξήχθη το συμπέρασμα πως τα 30 kgf είναι το όριο θραύσης για 2 mm πάχος. Για αυτό το λόγο στην δεύτερη φάση του πειράματος εφαρμόστηκαν 10 kgf στις ρητίνες των 2 mm και 30 kgf στις ρητίνες των 4 mm. Στη δεύτερη φάση, μελετήθηκαν 13 δείγματα, τα χαρακτηριστικά των οποίων περιγράφονται στον Πίνακα 1.

Πίνακας 1. Χαρακτηριστικά ρητινών που κατασκευάστηκαν και μελετήθηκαν σε αυτή την εργασία.

Αριθμός δείγματος	Τύπος ρητίνης	Πάχος (mm)	Λάμπα πολυμερισμού	Φορτίο (kgf)	Αριθμός αποτυπωμάτων (μετρήσεων)
1	Micro	2	LED	10	2
2	Micro	2	LED	10	3
3	Micro	2	Ιωδίνη	10	5
4	Nano	2	LED	10	2
5	Nano	2	LED	10	2
6	Nano	2	LED	10	1
7	Nano	2	Ιωδίνη	10	2
8	Nano	2	Ιωδίνη	10	2
9	Nano	2	Ιωδίνη	10	1
10	Micro	4	LED	30	5
11	Nano	4	LED	30	5
12	Micro	4	Ιωδίνη	30	5
13	Nano	4	Ιωδίνη	30	5

Στους πίνακες έχει υπολογιστεί η μέση τιμή των μετρήσεων σύμφωνα με την σχέση:

$$\bar{x} = \frac{\sum x_i}{N} \quad (2)$$

όπου x_i είναι η τιμή της κάθε μέτρησης και N το σύνολο των μετρήσεων και η τυπική απόκλιση (s):

$$s = \sqrt{\frac{\sum (x_i - \bar{x})^2}{N-1}} \quad (3)$$

Επίσης παρατίθεται και το τετράγωνο της τυπικής απόκλισης που αντιστοιχεί στην διακύμανση (s^2) των μετρήσεων.

Η διαφορά των μέσων τιμών των μετρήσεων έχει αξιολογηθεί στατιστικά με την εφαρμογή του t-test και τον υπολογισμό της t-value σύμφωνα με:

$$t - value = \frac{|\bar{x}_1 - \bar{x}_2|}{\sqrt{\frac{s_1^2}{N} + \frac{s_2^2}{N}}} \quad (4)$$

όπου \bar{x}_1 είναι η μέση τιμή των μετρήσεων για τις μικροϋβριδικές ρητίνες και \bar{x}_2 είναι η μέση τιμή των μετρήσεων για τις νανοϋβριδικές ρητίνες, s_1^2 είναι η διακύμανση των μικροϋβριδικών και s_2^2 η διακύμανση των νανοϋβριδικών.

Η μέθοδος t-test συγκρίνει τις μέσες τιμές δύο δειγμάτων και υπολογίζει την πιθανότητα η διαφορά τους να είναι στατιστικά σημαντική ή μη. Ο υπολογισμός της πιθανότητας μπορεί να γίνει με λογισμικό ή μέσω πινάκων και βασίζεται στον υπολογισμό της t-value και στους βαθμούς ελευθερίας του πειράματος. Στο πείραμα αυτό οι βαθμοί ελευθερίας είναι 8 (5+5-2) και το επίπεδο σημαντικότητας θεωρείται το $p=0,05$. Η μέθοδος t-test εφαρμόστηκε αρχικά για τις δύο κατηγορίες ρητίνης, για κάθε πάχος και μέθοδο πολυμερισμού ξεχωριστά, και στην συνέχεια εφαρμόστηκε για ίδιο πάχος αλλά διαφορετική μέθοδο πολυμερισμού. (Παπαγεωργίου, 2017)

Στον Πίνακα 2 παρουσιάζονται οι τιμές των μετρήσεων σκληρομέτρησης για τις μικροϋβριδικές και νανοϋβριδικές ρητίνες σε πάχος 2 mm φωτοπολυμερισμένες με λάμπα LED. Το φορτίο το οποίο εφαρμόστηκε στο σκληρόμετρο ήταν τα 10kgf. Σε κάθε κατηγορία ρητίνης πραγματοποιήθηκαν 5 μετρήσεις και στην συνέχεια βρέθηκε

η μέση τιμή και η τυπική απόκλιση των 5 μετρήσεων ξεχωριστά για κάθε κατηγορία. Επίσης υπολογίστηκαν η διακύμανση, το πλήθος των μετρήσεων, η τιμή t-value και η τιμή p-value. Το αποτέλεσμα ($p=1,2E-07$) δείχνει ότι η διαφορά αυτών των μετρήσεων είναι στατιστικά σημαντική εφόσον $p\text{-value} \ll 0,05$.

Πίνακας 2. Σκληρότητα ρητινών HV10 πάχους 2mm φωτοπολυμερισμένες με λάμπα LED

ΛΑΜΠΑ LED		
ΣΚΛΗΡΟΤΗΤΑ ΦΟΡΤΙΟ HV10	ΠΑΧΟΣ 2mm	
ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ	ΜΙΚΡΟΪΒΡΙΔΙΚΕΣ (kgf/mm ²)	ΝΑΝΟΪΒΡΙΔΙΚΕΣ (kgf/mm ²)
1	87,8	131,6
2	86,5	133,4
3	95,7	130,0
4	94,5	128,3
5	96,0	132,2
ΜΕΣΗ ΤΙΜΗ	92,1	131,1
ΤΥΠΙΚΗ ΑΠΟΚΛΙΣΗ	4,6	2,0
ΔΙΑΚΥΜΑΝΣΗ	21,0	4,0
t-value	17,5	
p-value	1,2E-07	

Στον Πίνακα 3 παρουσιάζονται οι τιμές των μετρήσεων σκληρομέτρησης για τις μικροϊβριδικές και νανοϊβριδικές ρητίνες σε πάχος 2 mm φωτοπολυμερισμένες με λάμπα ιωδίνης. Το φορτίο το οποίο εφαρμόστηκε στο σκληρόμετρο ήταν τα 10kgf. Και εδώ η $p\text{-value}=6,4E-08$ είναι πολύ μικρότερη από το όριο των 0,05 και άρα η διαφορά είναι στατιστικά σημαντική.

Στον Πίνακα 4 παρουσιάζονται οι τιμές των μετρήσεων σκληρομέτρησης για τις μικροϊβριδικές και νανοϊβριδικές ρητίνες σε πάχος 4 χιλιοστών φωτοπολυμερισμένες με λάμπα LED. Το φορτίο το οποίο εφαρμόστηκε στο σκληρόμετρο ήταν τα 30kgf. Και εδώ η $p\text{-value}=9,2E-08$ είναι πολύ μικρότερη από το όριο των 0,05 και άρα η διαφορά είναι στατιστικά σημαντική.

Πίνακας 3. Σκληρότητα ρητινών HV10 πάχους 2mm φωτοπολυμερισμένες με λάμπα ιωδίνης

ΛΑΜΠΑ ΙΩΔΙΝΗΣ		
ΣΚΛΗΡΟΤΗΤΑ ΦΟΡΤΙΟ HV10	ΠΑΧΟΣ 2mm	
ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ	ΜΙΚΡΟΪΒΡΙΔΙΚΕΣ (kgf/mm ²)	ΝΑΝΟΪΒΡΙΔΙΚΕΣ (kgf/mm ²)
1	85,3	121,8
2	88,6	125,6
3	83,4	120,0
4	91,9	120,3
5	89,5	122,6
ΜΕΣΗ ΤΙΜΗ	87,7	122,1
ΤΥΠΙΚΗ ΑΠΟΚΛΙΣΗ	3,4	2,3
ΔΙΑΚΥΜΑΝΣΗ	11,5	5,1
t-value	18,9	
p-value	6,4E-08	

Πίνακας 4. Σκληρότητα ρητινών HV30 πάχους 4mm φωτοπολυμερισμένες με λάμπα LED

ΛΑΜΠΑ LED		
ΣΚΛΗΡΟΤΗΤΑ ΦΟΡΤΙΟ HV30	ΠΑΧΟΣ 4mm	
ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ	ΜΙΚΡΟΪΒΡΙΔΙΚΕΣ (kgf/mm ²)	ΝΑΝΟΪΒΡΙΔΙΚΕΣ (kgf/mm ²)
1	33,9	44,1
2	33,6	46,0
3	33,6	47,0
4	35,3	46,7
5	35,2	45,5
ΜΕΣΗ ΤΙΜΗ	34,3	45,9
ΤΥΠΙΚΗ ΑΠΟΚΛΙΣΗ	0,9	1,2
ΔΙΑΚΥΜΑΝΣΗ	0,7	1,3
t-value	17,9	
p-value	9,2E-08	

Στον Πίνακα 5 παρουσιάζονται οι τιμές των μετρήσεων σκληρομέτρησης για τις μικροϋβριδικές και νανοϋβριδικές ρητίνες σε πάχος 4 χιλιοστών φωτοπολυμερισμένες με λάμπα ιωδίνης. Το φορτίο το οποίο εφαρμόστηκε στο σκληρόμετρο ήταν τα 30kgf. Και εδώ η $p\text{-value}=2,1E-06$ είναι πολύ μικρότερη από το όριο των 0,05 και άρα η διαφορά είναι στατιστικά σημαντική.

Πίνακας 5. Σκληρότητα ρητινών HV30 πάχους 4mm φωτοπολυμερισμένες με λάμπα ιωδίνης

ΛΑΜΠΑ ΙΩΔΙΝΗΣ		
ΣΚΛΗΡΟΤΗΤΑ	ΠΑΧΟΣ 4mm	
ΦΟΡΤΙΟ HV30		
ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ	ΜΙΚΡΟΪΒΡΙΔΙΚΕΣ (kgf/mm ²)	ΝΑΝΟΪΒΡΙΔΙΚΕΣ (kgf/mm ²)
1	35,7	44,3
2	35,2	45,5
3	36,9	47,1
4	37,2	48,2
5	37,6	46,1
ΜΕΣΗ ΤΙΜΗ	36,5	46,2
ΤΥΠΙΚΗ ΑΠΟΚΛΙΣΗ	1,0	1,5
ΔΙΑΚΥΜΑΝΣΗ	1,0	2,2
t-value	12,0	
p-value	2,1E-06	

Με βάση τα αποτελέσματα του t-test παρατηρείται πως σε όλες τις περιπτώσεις υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των δύο κατηγοριών ρητινών ανεξαρτήτως της μεθόδου φωτοπολυμερισμού και του πάχους των δειγμάτων.

Στην συνέχεια η μέθοδος t-test εφαρμόστηκε για κάθε κατηγορία ρητινών που είχαν το ίδιο πάχος και φορτίο διεισδυτή αλλά είχαν πολυμεριστεί με διαφορετική μέθοδο.

Στον Πίνακα 6 αποδίδονται οι μετρήσεις και τα αποτελέσματα μικροϋβριδικών ρητινών για πάχος 2mm και φορτίο στον διεισδυτή 10kgf με την διαφορά ότι στην αριστερή στήλη εμφανίζονται οι μικροϋβριδικές ρητίνες πολυμερισμένες με λάμπα LED και στην δεξιά στήλη οι μικροϋβριδικές ρητίνες πολυμερισμένες με λάμπα ιωδίνης. Συγκρίνοντας την τιμή του t-value με την τιμή για $p=0,05$ προκύπτει πως δεν

υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά για $p=0,05$. Στο διάγραμμα 1 παρουσιάζεται η σκληρότητα των δύο μικροϋβριδικών ρητινών συναρτήσει της μεθόδου πολυμερισμού. Στο διάγραμμα αυτό είναι εμφανές πως δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των μετρήσεων των δυο μεθόδων.

Πίνακας 6. Σύγκριση μεθόδου πολυμερισμού για πάχος 2mm, μικροϋβριδικής ρητίνης και 10 kgf φορτίο στον διεισδυτή.

ΛΑΜΠΑ LED - ΛΑΜΠΑ ΙΩΔΙΝΗΣ		
ΣΚΛΗΡΟΤΗΤΑ	ΠΑΧΟΣ 2mm	
ΦΟΡΤΙΟ HV10		
ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ	ΜΙΚΡΟΪΒΡΙΔΙΚΕΣ - LED (kgf/mm ²)	ΜΙΚΡΟΪΒΡΙΔΙΚΕΣ - ΙΩΔΙΝΗ (kgf/mm ²)
1	87,8	85,3
2	86,5	88,6
3	95,7	83,4
4	94,5	91,9
5	96,0	89,5
ΜΕΣΗ ΤΙΜΗ	92,1	87,7
ΤΥΠΙΚΗ ΑΠΟΚΛΙΣΗ	4,6	3,4
ΔΙΑΚΥΜΑΝΣΗ	20,9	11,5
t-value	1,7	
p-value	0,1	

Διάγραμμα 1. Σύγκριση σκληρότητας μικροϋβριδικών ρητινών συναρτήσει της μεθόδου πολυμερισμού για πάχος ρητίνης 2mm και 10kgf φορτίο στον διεισδυτή.



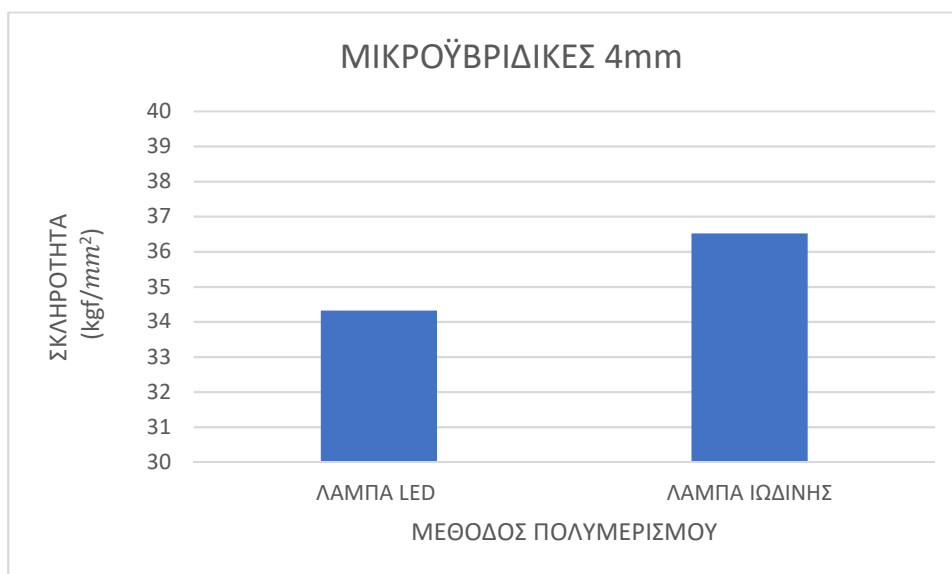
Στον Πίνακα 7 αποδίδονται οι μετρήσεις και τα αποτελέσματα μικροϋβριδικών ρητινών για πάχος 4mm και φορτίο στον διεισδυτή 30kgf με την διαφορά ότι στην αριστερή στήλη εμφανίζονται οι μικροϋβριδικές ρητίνες πολυμερισμένες με λάμπα LED και στην δεξιά στήλη οι μικροϋβριδικές ρητίνες πολυμερισμένες με λάμπα ιωδίνης. Συγκρίνοντας την τιμή t-value με την τιμή για p=0,05 προκύπτει πως υπάρχει στατιστικά σημαντική.

Πίνακας 7. Σύγκριση μεθόδου πολυμερισμού για πάχος 4mm, μικροϋβριδικής ρητίνης και 30 kgf φορτίο στον διεισδυτή.

ΛΑΜΠΑ LED - ΛΑΜΠΑ ΙΩΔΙΝΗΣ		
ΣΚΛΗΡΟΤΗΤΑ ΦΟΡΤΙΟ HV30	ΠΑΧΟΣ 4mm	
ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ	ΜΙΚΡΟΪΒΡΙΔΙΚΕΣ - LED (kgf/mm ²)	ΜΙΚΡΟΪΒΡΙΔΙΚΕΣ - ΙΩΔΙΝΗ (kgf/mm ²)
1	33,9	35,7
2	33,6	35,2
3	33,6	36,9
4	35,3	37,2
5	35,2	37,6
ΜΕΣΗ ΤΙΜΗ	34,3	36,5
ΤΥΠΙΚΗ ΑΠΟΚΛΙΣΗ	0,9	1,0
ΔΙΑΚΥΜΑΝΣΗ	0,7	1,0
t-value	3,7	
p-value	0,0	

Στο διάγραμμα 2 παρουσιάζεται η σκληρότητα των δύο μικροϋβριδικών ρητινών πάχους 4mm και 30kgf φορτίο διεισδυτή συναρτήσει της μεθόδου πολυμερισμού. Στο διάγραμμα αυτό είναι εμφανές πως υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των μετρήσεων των δυο μεθόδων, όπως προέκυψε και από την εφαρμογή της μεθόδου t-test.

Διάγραμμα 2. Σύγκριση σκληρότητας μικροϋβριδικών ρητινών συναρτήσει της μεθόδου πολυμερισμού για πάχος ρητίνης 4mm και 30kgf φορτίο στον διεισδυτή.

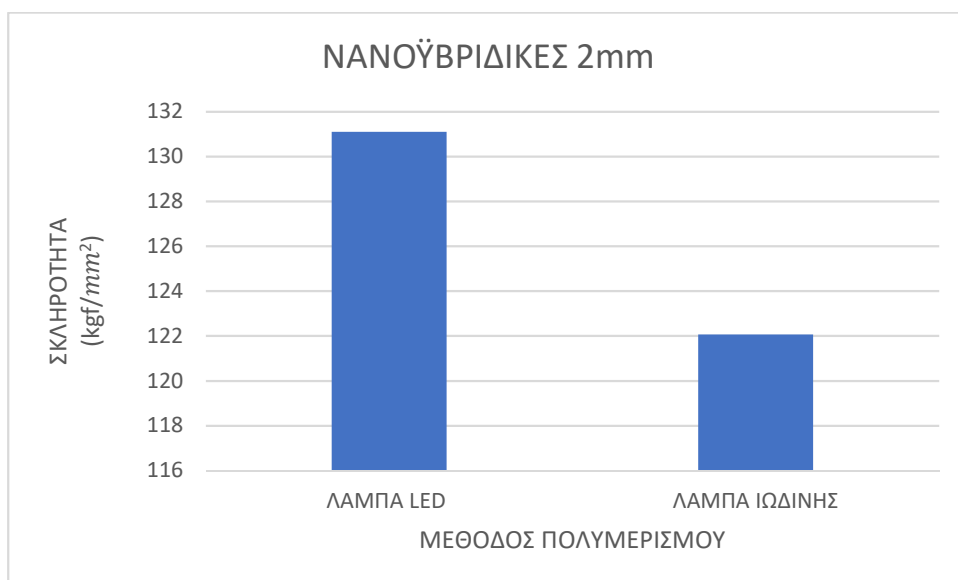


Στον Πίνακα 8 αποδίδονται οι μετρήσεις και τα αποτελέσματα νανοϋβριδικών ρητινών για πάχος 2mm και φορτίο στον διεισδυτή 10kgf με την διαφορά ότι στην αριστερή στήλη εμφανίζονται οι νανοϋβριδικές ρητίνες πολυμερισμένες με λάμπα LED και στην δεξιά στήλη οι νανοϋβριδικές ρητίνες πολυμερισμένες με λάμπα ιωδίνης. Συγκρίνοντας την τιμή t-value με την τιμή για $p=0,05$ προκύπτει πως δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική. Στο διάγραμμα 3 παρουσιάζεται η σκληρότητα των δύο νανοϋβριδικών ρητινών πάχους 2mm και 10kgf φορτίο διεισδυτή συναρτήσει της μεθόδου πολυμερισμού. Στο διάγραμμα αυτό είναι εμφανές πως υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των μετρήσεων των δυο μεθόδων, όπως προέκυψε και από την εφαρμογή της μεθόδου t-test.

Πίνακας 8. Σύγκριση μεθόδου πολυμερισμού για πάχος 2mm, νανοϋβριδικής ρητίνης και 10 kgf φορτίο στον διεσδυτή.

ΛΑΜΠΑ LED - ΛΑΜΠΑ ΙΩΔΙΝΗΣ		
ΣΚΛΗΡΟΤΗΤΑ	ΠΑΧΟΣ 2mm	
ΦΟΡΤΙΟ HV10		
ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ	ΝΑΝΟΪΒΡΙΔΙΚΕΣ - LED (kgf/mm ²)	ΝΑΝΟΪΒΡΙΔΙΚΕΣ - ΙΩΔΙΝΗ (kgf/mm ²)
1	131,6	121,8
2	133,4	125,6
3	130,0	120,0
4	128,3	120,3
5	132,2	122,6
ΜΕΣΗ ΤΙΜΗ	131,1	122,1
ΤΥΠΙΚΗ ΑΠΟΚΛΙΣΗ	2,0	2,3
ΔΙΑΚΥΜΑΝΣΗ	4,0	5,1
t-value	6,7	
p-value	0,0	

Διάγραμμα 3. Σύγκριση σκληρότητας νανοϋβριδικών ρητινών συναρτήσει της μεθόδου πολυμερισμού για πάχος ρητίνης 2mm και 10kgf φορτίο στον διεσδυτή.

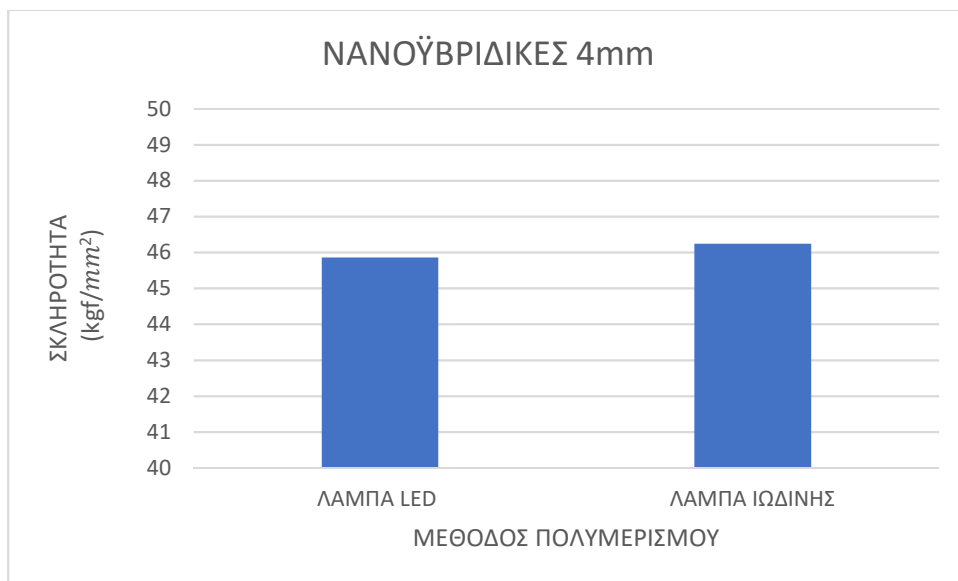


Στον Πίνακα 9 αποδίδονται οι μετρήσεις και τα αποτελέσματα νανοϋβριδικών ρητινών για πάχος 4mm και φορτίο στον διεισδυτή 30kgf με την διαφορά ότι στην αριστερή στήλη εμφανίζονται οι νανοϋβριδικές ρητίνες πολυμερισμένες με λάμπα LED και στην δεξιά στήλη οι νανοϋβριδικές ρητίνες πολυμερισμένες με λάμπα ιωδίνης. Συγκρίνοντας την τιμή t-value με την τιμή για $p=0,05$ προκύπτει πως δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική. Στο διάγραμμα 4 παρουσιάζεται η σκληρότητα των δύο νανοϋβριδικών ρητινών πάχους 4mm και 30kgf φορτίο διεισδυτή συναρτήσει της μεθόδου πολυμερισμού. Στο διάγραμμα αυτό είναι εμφανές πως δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των μετρήσεων των δυο μεθόδων, όπως προέκυψε και από την εφαρμογή της μεθόδου t-test.

Πίνακας 9. Σύγκριση μεθόδου πολυμερισμού για πάχος 4mm, νανοϋβριδικής ρητίνης και 30 kgf φορτίο στον διεισδυτή.

ΛΑΜΠΑ LED - ΛΑΜΠΑ ΙΩΔΙΝΗΣ		
ΣΚΛΗΡΟΤΗΤΑ	ΠΑΧΟΣ 4mm	
ΦΟΡΤΙΟ HV30		
ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ	ΝΑΝΟΪΒΡΙΔΙΚΕΣ - LED (kgf/mm ²)	ΝΑΝΟΪΒΡΙΔΙΚΕΣ – ΙΩΔΙΝΗ (kgf/mm ²)
1	44,1	44,3
2	46,0	45,5
3	47,0	47,1
4	46,7	48,2
5	45,5	46,1
ΜΕΣΗ ΤΙΜΗ	45,9	46,2
ΤΥΠΙΚΗ ΑΠΟΚΛΙΣΗ	1,2	1,5
ΔΙΑΚΥΜΑΝΣΗ	1,3	2,2
t-value	0,5	
p-value	0,7	

Διάγραμμα 4. Σύγκριση σκληρότητας νανοϋβριδικών ρητινών συναρτήσει της μεθόδου πολυμερισμού για πάχος ρητίνης 4mm και 30kgf φορτίο στον διεισδυτή.



Στους Πίνακες 2 έως 5 πραγματοποιήθηκε χρήση της μεθόδου t-test η οποία εφαρμόστηκε στις δύο κατηγορίες ρητίνης για κάθε πάχος, μέθοδο πολυμερισμού και φορτίο στον διεισδυτή ξεχωριστά. Τα αποτελέσματα του t-test έδειξαν πως σε όλες τις περιπτώσεις υπήρξε στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των μετρήσεων. Αυτό σημαίνει πως οι νανοϋβριδικές ρητίνες με βάση τις τιμές τους, παρουσιάζουν μεγαλύτερη σκληρότητα σε σύγκριση με τις μικροϋβριδικές.

Στους Πίνακες 6 έως 9 πραγματοποιήθηκε χρήση της μεθόδου t-test η οποία εφαρμόστηκε για να παρατηρηθεί αν η μέθοδος πολυμερισμού παίζει σημαντικό ρόλο. Για τον σκοπό αυτό συγκρίθηκαν οι κατηγορίες ρητίνης ξεχωριστά μεταξύ τους για ίδιο πάχος και φορτίο διεισδυτή αλλά για διαφορετική μέθοδο φωτοπολυμερισμού. Τα αποτελέσματα που εξήχθησαν είναι ότι για φορτίο 10kgf και πάχος μικροϋβριδικής ρητίνης 2mm δεν υπήρξε στατιστικά σημαντική διαφορά. Για φορτίο 30kgf και πάχος μικροϋβριδικής ρητίνης 4mm υπήρξε στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των μετρήσεων όπου με βάση το διάγραμμα 2 η χρήση πολυμεριστή με λάμπα ιωδίνης παρουσιάζει μεγαλύτερη σκληρότητα. Για φορτίο 10kgf και πάχος νανοϋβριδικής ρητίνης 2mm υπήρξε στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των μετρήσεων όπου με βάση το διάγραμμα 3 η χρήση πολυμεριστή με λάμπα LED παρουσιάζει μεγαλύτερη σκληρότητα. Για φορτίο 30kgf και πάχος νανοϋβριδικής ρητίνης 4mm δεν υπήρξε στατιστικά σημαντική διαφορά.

4. Συμπεράσματα

Ο σκοπός αυτής της εργασίας ήταν να μελετηθούν και να αξιολογηθούν οι μηχανικές ιδιότητες δύο ειδών οδοντιατρικών ρητινών, των μικροϋβριδικών και των νανοϋβριδικών με στόχο να εξαχθούν συμπεράσματα για την αποτελεσματικότητά τους και την χρήση τους. Τα αποτελέσματα έδειξαν στατιστικά σημαντικές διαφορές στην σκληρότητα των δύο τύπων ρητινών αλλά ο συσχετισμός μεταξύ των μετρήσεων σκληρότητας με μέθοδο Vickers και της πραγματικής in-vivo θλιπτικής αντοχής των ρητινών δεν είναι εύκολο να επιτευχθεί. Έμμεσα συμπεράσματα βγήκαν με την θεώρηση ενός συγκεκριμένου μέσου και μίας συγκεκριμένης επιφάνειας όπου ασκείται η θλίψη στα δόντια.

Υποθέτουμε ότι το μέσο που ασκεί τάση στην ρητίνη με την μέθοδο Vickers αντιστοιχεί σε ένα μέσο που μπορεί να ασκήσει θλιπτική τάση στα δόντια. Με άλλα λόγια, ορίζεται η θλιπτική τάση σε kgf/mm^2 η οποία θα είναι παρόμοια τόσο κατά την σκληρομέτρηση όσο και κατά την θλιπτική τάση στα δόντια του ανθρώπου. Αυτή η συσχέτιση ορίζεται έτσι ώστε να μπορεί να συγκριθεί η σκληρομέτρηση με μέθοδο Vickers με την θλιπτική τάση σε N που ασκείται στα δόντια ($1\text{kgf} = 9,80665\text{ N}$).

Όπως αναφέρθηκε στο κεφάλαιο 1.1, στους τομείς ή αλλιώς κοπτήρες ασκούνται κατά μέσο όρο 176N στους άνδρες και 108N στις γυναίκες. Στους κυνόδοντες ασκούνται κατά μέσο όρο 200N και στους προγομφίους 322N τόσο στους άνδρες όσο και στις γυναίκες. Τέλος στους γομφίους ασκούνται κατά μέσο όρο 382N στους άνδρες και 216N στις γυναίκες.

Με βάση τα παραπάνω δεδομένα και τις μετρήσεις σκληρότητας προκύπτει ως πρώτο συμπέρασμα ότι οι ρητίνες με πάχος 2 mm δεν μπορούν να τοποθετηθούν στους προγομφίους και τους γομφίους διότι όταν θα ασκηθούν σε αυτές δυνάμεις της τάξης των 300N θα επέλθει θραύση. Στην περίπτωση όμως που πρέπει να πραγματοποιηθεί η τοποθέτηση τέτοιου πάχους, τα πειραματικά δεδομένα υποστηρίζουν την χρήση νανοϋβριδικής ρητίνης φωτοπολυμερισμένης με λάμπα LED όπου παρουσιάζει μεγαλύτερη σκληρότητα. Ιδανικά, θα ήταν προτιμότερο σε τέτοια πάχη να τοποθετηθεί οδοντιατρικό αμάλγαμα όπου με βάση την εμπειρία έχει παρατηρηθεί πως παρουσιάζει μεγαλύτερη αντοχή. Σε περιπτώσεις όπου η μέθοδος πολυμερισμού δεν παίζει σημαντικό ρόλο ως προς την σκληρότητα της ρητίνης, όπως

στην περίπτωση της μικροϋβριδικής ρητίνης φορτισμένης με 10kgf και πάχος 2mm και στην περίπτωση της νανοϋβριδικής ρητίνης φορτισμένης με 30kgf και πάχος 4mm, είναι προτιμότερο να γίνεται πολυμερισμός με λάμπα LED διότι δεν απαιτεί ειδικά φίλτρα με σκοπό την προσαρμογή εκπομπής φωτός στα κατάλληλα μήκη κύματος. Επίσης είναι αποσπώμενα μέσα κάνοντας χρήση επαναφορτιζόμενης μπαταρίας που σημαίνει ότι διευκολύνει την εργονομία και την ευκολία κινήσεων του οδοντίατρου. Ένας ακόμα παράγοντας είναι πως δεν απαιτείται η χρήση ανεμιστήρα για την ψύξη του μηχανήματος, άρα είναι αθόρυβο μηχάνημα. Τελευταίο και σημαντικότερο είναι πως ένας πολυμεριστής με λάμπα LED αποτελείται από πολλαπλές λυχνίες LED όπου συμβάλλουν στην αποτελεσματικότητα του πολυμερισμού της ρητίνης. (Donly,Sasa, 2019)

Ένα δεύτερο συμπέρασμα που εξάγουμε από το πείραμα είναι πως καθώς η διαδικασία της λείανσης ήταν ακριβώς η ίδια και στα δύο είδη ρητινών, δεν παρατηρήθηκε οπτική διαφορά μεταξύ τους, που σημαίνει πως είτε χρησιμοποιηθεί η νανοϋβριδική είτε η μικροϋβριδική δεν θα υπάρξει κάποια αισθητική διαφορά.

Ένα τρίτο συμπέρασμα που εξάγεται είναι πως όταν οι μικροϋβριδικές ρητίνες χρησιμοποιηθούν σε περιοχές όπου ασκούνται αρκετά υψηλές θλιπτικές τάσεις (300N) και σε πάχη περίπου 4mm προτιμάται ο πολυμερισμός αυτών με λάμπα ιωδίνης. Επίσης όταν οι νανοϋβριδικές ρητίνες χρησιμοποιηθούν σε περιοχές όπου δεν ασκούνται υψηλές θλιπτικές τάσεις (150N) και σε πάχη περίπου 4mm προτιμάται ο πολυμερισμός αυτών με λάμπα LED διότι παρουσιάζει μεγαλύτερη σκληρότητα.

Ένα τέταρτο συμπέρασμα που εξάγεται είναι πως σε όλες τις περιπτώσεις οι νανοϋβριδικές ρητίνες παρουσιάζουν μεγαλύτερη αντοχή, είτε σε μικρά πάχη είτε σε μεγάλα, είτε πολυμερισμένες με λάμπα LED είτε με λάμπα ιωδίνης. Επομένως κατά κύριο λόγο προτιμάται η χρήση νανοϋβριδικής ρητίνης ειδικότερα σε περιοχές όπου ασκούνται μεγάλες θλιπτικές τάσεις. Επί παραδείγματι, οπίσθιες περιοχές όπου βρίσκονται οι γομφίοι και οι προγόμφιοι. Παρόλα αυτά, ένας βασικός παράγοντας που κρίνει και την αποτελεσματικότητα είναι το κόστος αγοράς της ρητίνης που μεταφράζεται σε κόστος στον ασθενή. Οι νανοϋβριδικές ρητίνες έχουν περίπου 40% μεγαλύτερο κόστος σε σχέση με τις μικροϋβριδικές. Για αυτό τον λόγο είναι σημαντικό ο οδοντίατρος να επιλέγει τις μικροϋβριδικές ρητίνες για τα πρόσθια δόντια (τομείς) όπου εμφανίζουν χαμηλότερες αντοχές. Με αυτόν τον τρόπο

εξασφαλίζεται και το βέλτιστο αποτέλεσμα αλλά και το χαμηλότερο κόστος στον ασθενή.

Επομένως συνιστάται:

1. Στους τομείς για οποιοδήποτε πάχος ρητίνης να χρησιμοποιείται η μικροϋβριδική ρητίνη εφαρμόζοντας οποιαδήποτε μέθοδο πολυμερισμού.
2. Στους κυνόδοντες για μεγάλο πάχος ρητίνης μπορεί να εφαρμοστεί η μικροϋβριδική ρητίνη αλλά η νανοϋβριδική θα παρέχει μεγαλύτερες αντοχές καθώς η συγκεκριμένη περιοχή παρουσιάζει μεγαλύτερες τάσεις καθημερινά. Δεδομένου όμως της χωρικής αδυναμίας τοποθέτησης αρκετού πάχους ρητίνης στους κυνόδοντες προτιμάται η χρήση νανοϋβριδικής ρητίνης πολυμερισμένη με λάμπα LED.
3. Στους προγομφίους για μικρά πάχη προτιμάται η νανοϋβριδική ρητίνη πολυμερισμένη με λάμπα LED παρουσιάζοντας μεγαλύτερη σκληρότητα ενώ για μεγάλα πάχη (4mm) και οι δύο ρητίνες είναι εξίσου αποτελεσματικές με ένα μικρό πλεονέκτημα στις νανοϋβριδικές.
4. Στους γομφίους ισχύει ότι και στους προγομφίους.

Ο Πίνακας 10 συνοψίζει τις προτεινόμενες εφαρμογές των δύο ρητινών ανάλογα με την αντοχή τους. Σε περιπτώσεις που δεν υπάρχουν σημαντικές διαφορές σε απαιτήσεις αντοχής, π.χ., για τους προγομφίους 4 mm, το κόστος είναι ένας παράγοντας επιλογής.

Πίνακας 10. Προτεινόμενες εφαρμογές των δύο ρητινών ανάλογα με την αντοχή τους.

Εφαρμογή	Μικροϋβριδικές	Νανοϋβριδικές
Τομείς	+	
Κυνόδοντες		+
Προγομφίους 2mm		+
Προγομφίους 4mm	+	+
Γομφίους 2mm		+
Γομφίους 4mm	+	+

Αναφορές

Chatzistergos P, et al., 2022. Shore hardness is a more representative measurement of bulk tissue biomechanics than of skin biomechanics. *Medical Engineering and Physics*, volume 105

Clemex, 2020. What is knoop microhardness testing. <https://clemex.com/what-knoop-microhardness-testing/> [Last accessed 20/6/2022]

Dental Products. http://www.mega-physik.de/tl_files/pics/Kataloge/2017-07_Catalogue_EN_36P.pdf [Last accessed 22/6/2022]

Dikova, Tsanka, et al., 2021. Optimization of Photopolymerization Process of Dental Composites. *Synthesis and Characterization of Biomedical Materials*.

Donly K and Sasa I, 2019. Dental Materials. *Pediatric Dentistry (Sixth Edition)*, pages 293-303

Dontiasstoma. <https://www.dontiasstoma.gr/info/mouth/anatomia-dontiou.htm> [Last accessed 13/6/2022]

Dunn W and Bush A, 2002. A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. *The Journal of American Dental Association*, volume 133 issue 3, pages 335-341

Durham Dental Solutions, 2014. The history of dental implants. <https://www.durhamimplantsolutions.com/2014/12/01/the-history-of-dental-implants/> [Last accessed 16/6/2022]

Family Dental Care, 2018. The History of dental fillings. <https://www.ottawadentist.ca/the-history-of-dental-fillings/> [Last accessed 14/6/2022]

Gaur A, et al., 1998. Mohs hardness. *Mineralogy*

Ghanem N, et al., 2021. A Comparative In Vitro Study to Evaluate Two Designs of Endocrowns in Restoring Endodontically Treated Premolars. *International Journal of Dentistry and Oral Science*, pages 2127-2133

Hanawa T, 2019. Zirconia versus titanium in dentistry. *Dental Materials Journal*, volume 39 issue 1, pages 24-36

Helkimo E, et al., 1976. Bite force and state of dentition. *Acta Odontologica Scandinavica*, volume 36 issue 6, pages 297-303

Ilie N, et al., 2011. Fracture toughness of dental restorative materials. *Clinical Oral Investigations*, pages 489-498

IGS, 1998. The Mohs Hardness Scale and Chart for Select Gems. <https://www.gemsociety.org/article/select-gems-ordered-mohs-hardness/> [Last accessed 20/6/2022]

- ISO, 1962. <https://www.iso.org/committee/51218.html> [Last accessed 16/6/2022]
- Kastritis, 2016. <http://www.kastritis.gr/index.php/it/2015-04-25-07-05-00/9-xrisima-arthra/41-2016-01-14-17-57-26> [Last accessed 14/6/2022]
- Kokkinos Dental. <https://www.kokkinos-dental.gr/> [Last accessed 1/7/2022]
- Listgarten M, 1986. Pathogenesis of periodontitis. Journal of Clinical Periodontology, volume 13 issue 15, pages 418-425
- Loesche W, 1996. Microbiology of Dental Decay and Periodontal Disease. Medical Microbiology 4th edition, chapter 99
- Marais JT, et al., 1997. Depth of cure of light-cured composite resin with light-curing units of different intensity. The Journal of the Dental Association of South Africa, pages 403-407
- Michas Fr, 2021. Frequency adults worldwide visited a dentist or dental surgeon 2018. <https://www.statista.com/statistics/916990/dentist-or-dental-surgeon-visit-frequency-among-adults-worldwide/> [Last accessed 12/6/2022]
- Moss D and Basic M, 2013. Materials. Pressure Vessel Design Manual 4th edition, pages 719-742
- Odontiatros. <https://odontiatrosalexandroupoli.gr/> [Last accessed 1/7/2022]
- Parkway Dentistry, 2019. The history of amalgam fillings and composite resins. <https://www.parkwaydentistry.ca/history-of-fillings/> [Last accessed 14/6/2022]
- Periodontology and Implantology Dental Clinic. <https://www.perio-implants.gr/> [Last accessed 21/6/2022]
- Rosan B and Lamont R, 2000. Dental plaque formation. Microbes and Infection, volume 2 issue 13, pages 1599-1607
- Smith T, 2019. History of Dental Implants. News Medical Life Science.
- Sookhakiyan M, et al., 2017. Fracture Toughness of Nanohybrid and Hybrid Composites Stored Wet and Dry up to 60 Days. Journal of Dental Biomaterials, volume 4 issue 1, pages 341-346.
- Stephens M, et al., 2018. Dental Problems in Primary Care. American Family Physician, pages 654-660
- Stone A, et al., 2006. Practical Considerations for Successful Hardness Testing. Materials Testing and Characterization, pages 83-85
- Unknown, 2108. Barcol Hardness. Physical Property.

Unknown, 1985. The effects of blue light on the retina and the use of protective filtering. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment, volume 112 issue 4, pages 533-535.

Wankhade, Anuradha Vitthal, et al., 2020 Surface Hardness of Nanohybrid and Microhybrid Resin Composites Cured by Light Emitting Diode and Quartz Tungsten Halogen Light Curing Systems: An Invitro Study. Journal of Clinical and Diagnostic Research, volume 14 issue 07, pages ZC01-ZC06

Yen A, Shee Ch, et al., 2017. Comparative Evaluation of The Micro-Hardness and Compressive Strength of two Composite Materials Cured with Halogen and LED Light Curing Units. International Journal of Current Research, volume 9 issue 12, pages 62797-62803

Βλάσση Ι, 2016. Απονεύρωση. Doctoranytime.

Οδοντιατρικός Σύλλογος Ηρακλείου, 2011. <https://www.osi.gr/neogila-dontia-monima-dontia/> [Last accessed 13/6/2022]

Παντατοσάκη Ε και Καλλέργη Μ, 2021. Βιοϋλικά & Ιστομηχανική. Σημειώσεις.

Παπαγεωργίου Ε, 2017. Έλεγχος Μέσου Κανονικού Πληθυσμού με Άγνωστη Διασπορά – Το t-test. Βιοστατιστική και Εφαρμογές, Έκδοση 2^η, pages 239-260

Φουντουκίδης Ε, 2015. Σκληρομέτρηση Μεταλλικών Υλικών. Έλεγχος Ποιότητας και Τεχνολογία Δομικών Υλικών.