



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ

ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ & ΠΡΟΝΟΙΑΣ

ΤΜΗΜΑ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΟΔΟΝΤΙΚΗΣ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ

ΥΑΛΟΚΕΡΑΜΙΚΑ ΔΙΠΥΡΙΤΙΚΟΥ ΛΙΘΙΟΥ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΟΝΟΜΑΤΕΠΩΝΥΜΟ ΦΟΙΤΗΤΗ: ΣΤΑΜΑΤΙΝΑ ΣΚΑΡΛΗ

ΑΜ : 62916049

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ: ΑΝΤΩΝΙΟΣ ΘΕΟΧΑΡΟΠΟΥΛΟΣ

ΤΙΤΛΟΣ: ΕΠΙΚΟΥΡΟΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ

ΑΘΗΝΑ 2021



UNIVERSITY OF WEST ATTICA

FACULTY OF HEALTH AND CARE SCIENCES

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL SCIENCES

DIVISION DENTAL TECHNOLOGY

LITHIUM DISILICATE GLASS-CERAMICS

DISSERTATION

NAME: STAMATINA SKARLI

CANDIDATE NUMBER: 62916049

SUPERVISOR: ANTONIOS THEOCHAROPOULOS

TITLE: ASSISTANT PROFESSOR

ATHENS 2021

ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

ΟΝΟΜΑΤΕΠΩΝΥΜΟ

ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ

ΑΝΤΩΝΙΟΣ ΘΕΟΧΑΡΟΠΟΥΛΟΣ

ΜΕΛΟΣ

ΠΑΝΑΓΙΩΤΑ ΤΣΟΛΚΑ

ΜΕΛΟΣ

ΑΝΤΩΝΙΟΣ ΠΡΟΜΠΟΝΑΣ

ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΠΤΥΧΙΑΚΗΣ/ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Η κάτωθι υπογεγραμμένη Σταματίνα Σκαρλή του Γεωργίου, με αριθμό μητρώου 62916049 φοιτήτρια του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής της Σχολής Επιστημών Υγείας και Πρόνοιας του Τμήματος Βιοϊατρικών Επιστημών, δηλώνω υπεύθυνα ότι:

«Είμαι συγγραφέας αυτής της πτυχιακής/διπλωματικής εργασίας και ότι 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. Επιθυμώ να καταστεί διαθέσιμο μέσω του Ιδρυματικού Αποθετηρίου το πλήρες κείμενο της εργασίας μετά από 12 μήνες.

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

Η Δηλούσα



Περιεχόμενα

1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	8
2. ΣΚΟΠΟΣ.....	9
3. ΙΣΤΟΡΙΚΗ ΑΝΑΔΡΟΜΗ.....	9
4. ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ.....	11
4.1 ΚΕΡΑΜΙΚΑ ΥΛΙΚΑ.....	11
4.1.1 ΤΑΞΙΝΟΜΗΣΗ ΚΕΡΑΜΙΚΩΝ.....	12
4.1.1.1 ΥΑΛΟΚΕΡΑΜΙΚΑ.....	14
4.1.1.2 ΠΥΡΗΝΟΠΟΙΗΣΗ-ΚΡΥΣΤΑΛΛΩΣΗ ΥΑΛΟΚΕΡΑΜΙΚΩΝ.....	15
4.2 ΔΙΠΥΡΙΤΙΚΟ ΛΙΘΙΟ.....	16
4.2.1 ΕΝΔΕΙΞΕΙΣ ΕΦΑΡΜΟΓΗΣ.....	18
4.2.2 ΑΝΤΕΝΔΕΙΞΕΙΣ ΕΦΑΡΜΟΓΗΣ.....	18
4.3 Η ΤΕΧΝΙΚΗ ΤΗΣ ΘΕΡΜΟΣΥΜΠΙΕΣΗΣ.....	19
4.4 ΤΕΧΝΙΚΗ (CAD-CAM).....	19
4.4.1 ΣΑΡΩΤΕΣ.....	21
4.4.2 ΛΟΓΙΣΜΙΚΟ ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΥ.....	22
4.4.3 ΚΟΠΤΙΚΑ ΜΗΧΑΝΗΜΑΤΑ.....	22
4.4.3.1 ΑΡΙΘΜΟΣ ΑΞΟΝΩΝ ΚΟΠΗΣ.....	23
4.4.3.2 ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΚΟΠΗΣ.....	24
5. ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ.....	25
5.1. ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΠΥΡΙΤΙΚΟΥ/ΔΙΠΥΡΙΤΙΚΟΥ ΛΙΘΙΟΥ.....	25
5.1.1 CELTRA DUO, CELTRA PRESS.....	25
5.1.2 Initial LiSi Press.....	26
5.1.3 N!ce.....	27
5.1.4 SUPRINITY, AMBRIA.....	28
5.1.5 Vintage LD Press.....	29
5.1.6 Amber Press, Amber Mill.....	30
5.1.7 IPS e.max Press, IPS e.max CAD.....	31
5.2 ΣΤΑΔΙΑ ΚΑΤΑΣΚΕΥΗΣ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗΣ ΜΕ ΘΕΡΜΟΣΥΜΠΙΕΣΗ.....	39
5.2.1 IPS e.max Press.....	41
5.2.1.1 Μονοχρωματικά πλινθώματα.....	41
5.2.2 IPS e.max Press Multi.....	49

5.2.2.1 Πολυχρωματικά πλινθώματα	49
5.3 ΣΤΑΔΙΑ ΚΑΤΑΣΚΕΥΗΣ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗΣ ΜΕ ΜΗΧΑΝΟΠΟΙΗΜΕΝΗ ΚΟΠΗ	58
5.4 ΜΗΧΑΝΙΚΕΣ ΚΑΙ ΦΥΣΙΚΕΣ ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ	61
5.4.1 ΑΝΤΟΧΗ ΣΤΗΝ ΚΑΜΨΗ.....	61
5.4.2 ΔΥΣΘΡΑΥΣΤΟΤΗΤΑ	62
5.4.3 ΜΕΤΡΟ ΕΛΑΣΤΙΚΟΤΗΤΑΣ	63
5.5 ΑΚΡΙΒΕΙΑ ΕΦΑΡΜΟΓΗΣ	64
5.6 ΑΝΤΟΧΗ ΣΤΗΝ ΑΠΟΤΡΙΒΗ ΚΑΙ ΑΠΟΤΡΙΒΗ ΑΝΤΑΓΩΝΙΣΤΩΝ.....	65
6. ΣΥΖΗΤΗΣΗ.....	66
7. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....	72
8. ΠΕΡΙΛΗΨΗ.....	74
9. SUMMARY.....	75
10. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	76

1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Τα κεραμικά υλικά στην Οδοντιατρική γίνονται όλο και περισσότερο δημοφιλή λόγω της εξαιρετικής αισθητικής τους και των άριστων ιδιοτήτων τους. Δημιουργήθηκαν πολλά συστήματα κεραμικών αποκαταστάσεων με απώτερο στόχο την ανάπτυξη άρτιων ολοκεραμικών συστημάτων. Τα κεραμικά ενισχυμένα με διπυριτικό λίθιο ανήκουν στην κατηγορία των συνθετικών κεραμικών τα οποία εμπεριέχουν ενσωματωμένες κρυσταλλικές φάσεις στην υαλώδη μήτρα τους. Επιπρόσθετα, περιγράφεται διεξοδικά ο μηχανισμός ανάπτυξης αυτών των συστημάτων ο οποίος βασίζεται στην ελεγχόμενη και ετερογενή πυρηνοποίηση και κρυστάλλωση. Οι ενδείξεις εφαρμογής των συγκεκριμένων υλικών εξαιτίας των χαρακτηριστικών ιδιοτήτων τους έχουν ευρύ φάσμα εφαρμογών, ωστόσο περιορίζονται σε αποκαταστάσεις μικρής έκτασης.

Η αυξημένη ζήτηση αυτών των υλικών οδήγησε στην ανάπτυξη και παραγωγή νέων ολοκεραμικών συστημάτων ενισχυμένων με διπυριτικό λίθιο. Τα συστήματα αυτά εκπροσωπούνται από πλήθος εταιριών τα οποία διαφοροποιούνται σε φυσικές, χημικές και μηχανικές ιδιότητες. Επίσης, τα υλικά αυτά μπορούν να διαφοροποιηθούν ανάλογα με την μέθοδο παραγωγής τους. Οι χρησιμοποιούμενες μέθοδοι παρασκευής είναι: η θερμοσυμπίεση και η τεχνική της μηχανοποιημένης σχεδίασης και κοπής. Ωστόσο, τα στάδια των δύο τεχνικών κατασκευής κεραμικών αποκαταστάσεων είναι ανόμοια. Ειδικότερα, η θερμοσυμπίεση βασίζεται στην παραδοσιακή τεχνική του χαμένου κεριού, ενώ η τεχνική CAD-CAM απαιτεί την χρήση τεχνολογικά προηγμένου ρομποτικού εξοπλισμού. Επιπρόσθετα, τα τελικά προϊόντα τους είναι διαφορετικά ως αποτέλεσμα να πραγματοποιούνται πολλές έρευνες για την έκθεση των μειονεκτημάτων και των πλεονεκτημάτων αυτών των συστημάτων. Η σύγκριση αυτών των τεχνικών απαιτεί την μελέτη των φυσικών και μηχανικών ιδιοτήτων των τελικών αποκαταστάσεων όπως είναι η αντοχή στην κάμψη, η αντοχή στην θραύση, το μέτρο ελαστικότητας, η ακρίβεια εφαρμογής των αποκαταστάσεων, η αντοχή τους στην αποτριβή και η αποτριβή των ανταγωνιστών.

2. ΣΚΟΠΟΣ

Σκοπός της εργασίας αυτής είναι η διερεύνηση των πιθανών πλεονεκτημάτων και μειονεκτημάτων των διαφόρων συστημάτων διπυριτικού λιθίου που υπάρχουν σήμερα στην αγορά με στόχο την μεταξύ τους σύγκριση.

3. ΙΣΤΟΡΙΚΗ ΑΝΑΔΡΟΜΗ

Από την αρχαιότητα ο άνθρωπος προσπαθούσε να αποκαταστήσει τα απολεσθέντα δόντια με την δημιουργία αποκαταστάσεων από ξύλο, ελεφαντόδοντο, οστά ή και δόντια τα οποία είχαν ληφθεί από άλλα άτομα. Ωστόσο, όλα αυτά τα υλικά δεν είναι βιοσυμβατά με τον ανθρώπινο οργανισμό και ειδικότερα με το στοματικό του περιβάλλον (1). Η πρώτη επιτυχημένη εφαρμογή των κεραμικών στην οδοντιατρική έγινε στην Γαλλία στις αρχές του 1770 από τον Alexis Duchateau με την κατασκευή της πρώτης κεραμικής ολικής οδοντοστοιχίας. Στα επόμενα 190 χρόνια έγινε προσπάθεια αισθητικής βελτίωσης και απομίμησης των οδοντικών ιστών σεβόμενη την φωτοδιαπερατότητά τους και βελτίωσης της δομής των κεραμικών υλικών καθώς και των τεχνικών κατασκευής τους. Έτσι, στην δεκαετία του 1960 δημιουργήθηκε πορσελάνη κατάλληλη για την αισθητική επένδυση μεταλλικού σκελετού (2).

Το 1953 τυχαία εφευρέθηκαν τα υαλοκεραμικά από τον S. Donald Stookey όταν υπερθέρμανε στους 900 °C αντί στους 600° C το Fotoform glass, ένα φωτοευαίσθητο γυαλί από διπυριτικό λίθιο που περιέχει διάσπαρτα νανοσωματίδια αργύρου στην μήτρα υάλου του. Τότε, ο Stookey αντί για τηγμένο γυαλί παρατήρησε ένα στερεό λευκό υλικό στο οποίο δεν είχε μεταβληθεί το σχήμα του. Στην συνέχεια, ο ερευνητής διαπίστωσε την ιδιαίτερη αντοχή του υλικού αυτού στη θραύση, αφού κατά λάθος έπεσε στο πάτωμα και δεν έσπασε όπως θα έσπαγε ένα κομμάτι υάλου. Έτσι, ο Stookey ανακάλυψε το πρώτο υαλοκεραμικό το οποίο ονομάστηκε Fotoceram. Η πρώτη εφαρμογή τους έγινε στα τέλη του '50 από την αεροδιαστημική βιομηχανία για την προστασία του εξοπλισμού των ραντάρ στα αεροσκάφη και στις ρουκέτες (3). Σήμερα η εφαρμογή των ολοκεραμικών είναι πολύ διαδεδομένη σε διάφορους επιστημονικούς τομείς όπως στην χημεία, στην οπτική, στην μηχανολογία, στην ακουστική, στην ηλεκτρονική, στην βιολογία. Συγκεκριμένα παραδείγματα είναι οι οπτικές ίνες, τα ακουστικά στα κινητά, κεραμικές εστίες κ.τ.λ. (4). Στην επιστήμη της ιατρικής τα

υαλοκεραμικά χρησιμοποιούνται για την αποκατάσταση οστών και στην οδοντιατρική για αποκαταστατικές οδοντικές εφαρμογές (5). Κατά την διάρκεια της δεκαετίας του '80, στον κλάδο της οδοντιατρικής, δόθηκε προσοχή στην βελτίωση των δομικών, φυσικών και μηχανικών ιδιοτήτων των ολοκεραμικών συστημάτων. Τα σύγχρονα υαλοκεραμικά που χρησιμοποιούνται στην εποχή μας, εισήχθησαν την δεκαετία του 1990 όπως είναι τα υαλοκεραμικά που περιέχουν λευκίτη και αυτά που περιέχουν διπυριτικό λίθιο. Ειδικότερα, τα υαλοκεραμικά διπυριτικού λιθίου, παρουσιάστηκαν το 1998 από την εταιρία Ivoclar, Vivadent (6) με την ονομασία Empress 2. Η μέθοδος κατασκευής τους ήταν η θερμοσυμπίεση και βασίζονταν στην τεχνική του χαμένου κεριού. Το 2005 η ίδια εταιρία αντικατέστησε το Empress 2 από μία τροποποιημένη έκδοση, το IPS e-max Press. Επίσης εισήγαγε και το IPS e-max CAD, ένα προϊόν μετα-πυριτικού λιθίου (πρόδρομη μορφή του διπυριτικού) το οποίο, αφού κοπεί μέσω CAD-CAM, υπόκειται σε θερμική κατεργασία για τη μετατροπή του σε διπυριτικό λίθιο. Ως αποτέλεσμα, τα υαλοκεραμικά διπυριτικού λιθίου να μπορούν να κατασκευαστούν με δύο μεθόδους, την κλασική της θερμοσυμπίεσης και την τεχνική της μηχανοποιημένης κοπής (CAD-CAM) (7). Σήμερα, καθώς τα υαλοκεραμικά διπυριτικού λιθίου χρησιμοποιούνται ευρέως, η τεχνολογία αναβαθμίζεται συνέχεια, οι τεχνικές βελτιώνονται ενώ στην αγορά υπάρχουν και άλλες πλέον εταιρίες που έχουν παρουσιάσει προϊόντα διπυριτικού λιθίου με παρόμοια σύνθεση.

Η εισαγωγή της υψηλής τεχνολογίας και της τεχνολογίας ψηφιακού σχεδιασμού και μηχανοποιημένης κατασκευής (CAD-CAM) στην οδοντιατρική και την οδοντική τεχνολογία άλλαξε ραγδαία την ρουτίνα και την φιλοσοφία κατασκευής πολλών οδοντικών αποκαταστάσεων. Το 1971 οι Francois Duret και ο Preston ήταν οι πρώτοι που χρησιμοποίησαν την τεχνολογία CAD-CAM στην οδοντιατρική (8). Ενώ, στην δεκαετία του 1980 οι Mormann και Brandestini δημιούργησαν ένα πρωτότυπο μηχάνημα που μπορούσε να αποτυπώσει σε τρισδιάστατη εικόνα ένα παρασκευασμένο δόντι και οδήγησαν στην ανάπτυξη του συστήματος CEREC. Σήμερα η τεχνολογία CAD-CAM έχει εδραιωθεί και έχει γίνει αποδεκτή τόσο στα εργαστήρια όσο και στα σύγχρονα οδοντιατρεία (9).

4. ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

4.1 ΚΕΡΑΜΙΚΑ ΥΛΙΚΑ

Η τεχνολογική ανάπτυξη των κεραμικών για τις οδοντικές εφαρμογές είναι αξιοσημείωτη καθώς εισάγονται σταθερά νέα υλικά με διαφορετικές δομές και τεχνικές επεξεργασίας. Τα κεραμικά είναι υλικά που περιέχουν μεταλλικά και μη μεταλλικά στοιχεία όπως το οξυγόνο. Η δομή των κεραμικών μπορεί να είναι υαλώδης (άμορφη), δηλαδή το δίκτυο ατόμων σε τρισδιάστατη μορφή δεν σχηματίζει σταθερές, πανομοιότυπες και επαναλαμβανόμενες μορφές (10). Στην υαλώδη μήτρα μπορούν να προστεθούν ενισχυτικές ουσίες είτε κρυσταλλικές είτε υαλώδεις για την μηχανική ενίσχυση. Γενικά, όσο μεγαλύτερα είναι τα ποσοστά των σωματιδίων, τόσο μεγαλύτερη είναι η αύξηση των μηχανικών ιδιοτήτων. Ωστόσο υπάρχουν και κεραμικά τα οποία δεν περιέχουν καθόλου ύαλο και έχουν κρυσταλλική βάση. Η κρυσταλλική δομή ορίζεται από την συνεχή και επαναλαμβανόμενη διάταξη των δομικών μονάδων στον χώρο. Έτσι, δημιουργούνται ποικίλα κεραμικά συστήματα είτε με αυτές τις δομές, είτε με τους συνδυασμούς αυτών με διαφορετική αναλογία και διαφορετική σύσταση ενώ ταυτοχρόνως εισάγονται πρότυπα συστήματα.

Τα οδοντιατρικά κεραμικά παρουσιάζουν ως εγγενείς ιδιότητες την ευθραυστότητα, την μεγάλη σκληρότητα, την ανθεκτικότητα και την ακαμψία εξαιτίας της φύσης των διασωματιδιακών τους δεσμών. Οι δεσμοί οι οποίοι συνδέουν τα άτομα μεταξύ τους είναι ο ομοιοπολικός και ο ετεροπολικός δεσμός, σε αντίθεση με άλλα υλικά, όπως τα μέταλλα που παρουσιάζουν σαν ιδιότητα την ελαστικότητα και την ολκιμότητα. Αυτό οφείλεται στην διατομική σύνδεση η οποία ονομάζεται μεταλλικός δεσμός και, εκτός των άλλων, καθιστά τα μέταλλα καλούς αγωγούς. Τα οδοντιατρικά αυτά υλικά είναι βιοσυμβατά με την στοματική κοιλότητα αφού δεν αποδομούνται ενώ είναι χημικά και βιολογικά αδρανή. Επιπλέον, τα κεραμικά εμφανίζουν μεγάλο εύρος οπτικών ιδιοτήτων που τα καθιστούν υλικά με την μεγαλύτερη αισθητική στην οδοντιατρική. Ειδικότερα, επιτρέπουν την διάχυση, την αντανάκλαση του φωτός δίνοντας την δυνατότητα να αναπαράγουν το βάθος της διαφάνειας του χρώματος και να αναπαριστούν την υφή φυσικού δοντιού (11). Η φωτοδιαπερατότητα τους μπορεί να διακυμανθεί από αδιαφανή έως πολύ διαφανή. Αυτό εξαρτάται από την μικροδομή τους: όσο πιο υαλώδης είναι τόσο πιο διαφανή φαίνονται, ενώ όσο πιο κρυσταλλική τόσο πιο αδιαφανής είναι. Πολλοί άλλοι παράγοντες οι οποίοι συμβάλουν στην

αδιαφάνεια του υλικού, είναι το μέγεθος των σωματιδίων, ο δείκτης διάθλασης, η πυκνότητα των σωματιδίων, το πορώδες. (12)

4.1.1 ΤΑΞΙΝΟΜΗΣΗ ΚΕΡΑΜΙΚΩΝ

Η ταξινόμηση των κεραμικών στην οδοντιατρική είναι προφανώς ένα δύσκολο έργο λόγω του μεγάλου αριθμού των υλικών που έχει εισαχθεί με ταχύτατους ρυθμούς καθώς και των τεράστιων βελτιώσεων που έχουν υποστεί. Ωστόσο, η κατηγοριοποίηση είναι χρήσιμη, τόσο για την ορθή επικοινωνία των επιστημών, όσο και για εκπαιδευτικούς λόγους για την κατανόηση του υλικού. Τα κεραμικά μπορούν να ταξινομηθούν με πολλούς και διαφορετικούς τρόπους όπως με βάση την μικροδομή τους, την σύνθεση τους, την τεχνική κατασκευής τους, την θερμοκρασία όπτησης, κλινικές εφαρμογές, την φωτοδιαπερατότητα τους κ.α.

Ταξινόμηση με βάση τη μικροδομή

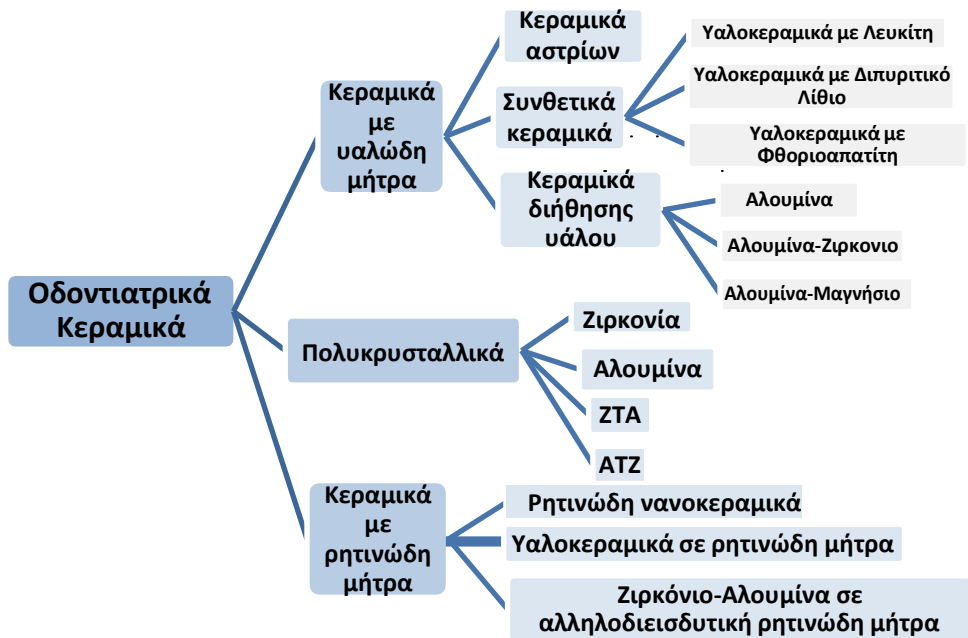
1. **Κεραμικά με υαλώδη μήτρα:** Είναι συστήματα κεραμικών με μήτρα ύαλου. Η οικογένεια των κεραμικών αυτών χωρίζεται σε τρεις υποκατηγορίες: κεραμικά αστρίου, συνθετικά κεραμικά, κεραμικά με υαλώδης ενισχυτικές ουσίες
 - 1.1 Κεραμικά αστρίου: Τα υλικά αυτά χρησιμοποιούνται και σήμερα για την αισθητική επικάλυψη μεταλλικών κραμάτων, κεραμικών υποστρωμάτων και ως υλικό αισθητικής επίστρωσης φυσικού δοντιού. (IPS InLine, IPS Classic Ivoclar Vivadent, Vita VMK 68, Vitadur Alpha dentin, Cerec Mark II)
 - 1.2 Συνθετικά κεραμικά: Είναι κεραμικά υλικά με υαλώδη μήτρα και κρυσταλλικές ενισχυτικές ουσίες όπως ο λευκίτης, το διπυριτικό λίθιο και τον φθοριοαπατίτη. Η ειδοποιός διαφορά των συνθετικών κεραμικών με τα παραδοσιακά κεραμικά αστρίου είναι ο τρόπος παρασκευής τους. Τα συνθετικά κεραμικά βασίζονται στην τεχνολογία της ελεγχόμενης πυρηνοποίησης και ανάπτυξης κρυστάλλων ενώ τα παραδοσιακά αστριούχα κεραμικά βασίζονται σε μία μέθοδο μηχανικής ανάμιξης κρυσταλλικών και υάλινων σκονών. (13) (2) Τα υλικά αυτά χρησιμοποιούνται ως ολοκεραμικά συστήματα. Εκπρόσωποι αυτών των υλικών στο εμπόριο είναι: Κεραμικά με λευκίτη (IPS d.Sign, Ivoclar Vivadent, Noritake EX-3, Cerabien, Cerabien ZR, Noritake). Κεραμικά διπυριτικού λιθίου (3G HS Pentron Ceramics IPS e.max

Press, IPS e.max CAD Ivoclar Vivadent, Obsidian, Glidewell Laboratories Suprinity, Vita Celtra Duo, Dentsply). Κεραμικά με φθοριοαπατίτη (IPS e.max Ceram ZirPress, Ivoclar Vivadent) (13) (6)

1.3 Κεραμικά με κρυσταλλική μήτρα: Τα κεραμικά υλικά αυτά έχουν μια μήτρα κρυσταλλική και υαλώδης διάμεση ουσία. Η κρυσταλλική μήτρα μπορεί να αποτελείται από αλουμίνα ή συνδυασμό αλουμίνας με ζirkόνιο ή αλουμίνας, μαγνησίου. Τα αντίστοιχα συστήματα ονομάζονται ως εξής: Αλουμίνα (In-Ceram Alumina, Vita). Αλουμίνα – ζirkόνιο (In-Ceram Zirconia, Vita). Αλουμίνα – μαγνήσιο (In-Ceram Spinell, Vita)

2. **Πολυκρυσταλλικά κεραμικά:** Είναι κεραμικά συστήματα τα οποία περιέχουν κρυσταλλική δομή και έχουν πλήρη απουσία υάλου. Τα χαρακτηριστικά των πολυκρυσταλλικών κεραμικών είναι οι άριστες φυσικές και μηχανικές ιδιότητες όμως λόγω της απουσίας της υαλώδους φάσης έχουν περιορισμένη φωτοδιαπερατότητα. Πολυκρυσταλλικά κεραμικά είναι η Αλουμίνα (Procera AllCeram, Nobel Biocare In-Ceram AL) και η Ζirkονία (NobelProcera Zirconia, Nobel Biocare Lava/ Lava Plus, Vita Zircon, DCS Katana Zirconia ML, Noritake Cercon ht, Dentsply Prettau Zirconia Zirkonzahn, IPS e.max ZirCAD Ivoclar Vivadent, Zenostar Wieland). Επειδή το ζirkόνιο παραμένει μερικώς σταθεροποιημένο στην τετραγωνική φάση και η αλουμίνα παρουσιάζει μέτρια ανθεκτικότητα δημιουργήθηκαν και συστήματα που συνδυάζουν αυτά τα δύο στοιχεία. Ζirkόνιο-Αλουμίνα (Zirconia -toughened Alumina ZTA) και Αλουμίνα – Ζirkόνιο (Alumina- toughened Zirconia ATZ)

3. **Κεραμικά με ρητινώδη μήτρα:** Είναι συστήματα με οργανική ρητινώδη μήτρα ενισχυμένα με υψηλά ποσοστά κεραμικών σωματιδίων. Παραδείγματα τέτοιων υλικών είναι τα Ρητινώδη νανοκεραμικά (Lava Ultimate 3M ESPE), Υαλοκεραμικά σε ρητινώδη μήτρα (Enamic Vita), Ζirkόνιο-Αλουμίνα κεραμικά σε ρητινώδη μήτρα (14). (Πιν.1)



(Πιν.1) Ταξινόμηση οδοντιατρικών κεραμικών σύμφωνα με την δομή τους (14)

4.1.1.1 ΥΑΛΟΚΕΡΑΜΙΚΑ

Τα υαλοκεραμικά είναι ανόργανα υλικά τα οποία αποτελούνται από ύαλο και σχηματίζονται από την ελεγχόμενη πυρηνοποίηση και κρυστάλλωση. Η ελεγχόμενη πυρηνοποίηση βασίζεται σε μία θερμική κατεργασία κατά την οποία μέσα στην ύαλο σχηματίζονται τυχαία προσανατολισμένοι πυρήνες. Στην συνέχεια, στην θέση των πυρήνων αναπτύσσονται και καθιζάνουν κρύσταλλοι. Ως αποτέλεσμα έχουμε την δημιουργία της χαρακτηριστικής υαλοκεραμικής δομής (3). Η διαδικασία αυτή μετατροπής από ύαλο σε υαλοκεραμικό είναι γνωστή ως κεραμοποίηση (ceramming) και κατά την διάρκεια της αναπτύσσεται η κρυσταλλική φάση. Ουσιαστικά, τα υαλοκεραμικά περιέχουν ενισχυτικές κρυσταλλικές ουσίες οι οποίες δημιουργούνται χημικά από άτομα της ίδιας της υάλου. Η κατηγορία υλικών αυτή έχει μεγάλη ποικιλία κρυσταλλικών τύπων και λόγων που αναπτύσσονται μέσα σε ύαλο. Στα σύγχρονα οδοντιατρικά υαλοκεραμικά σαν ενισχυτικές ουσίες μπορούν να είναι , κατά κύριο λόγο, ο λευκίτης, το διπυριτικό λίθιο, ο φθοριοαπατίτης. (12)

Τα υαλοκεραμικά είναι πολυκρυσταλλικά υλικά τα οποία περιέχουν μία ή περισσότερες κρυσταλλικές φάσεις ενσωματωμένες σε μια ύαλο. Ο συνδυασμός αυτών των δομών οδηγεί

στις χαρακτηριστικές μηχανικές, βιολογικές και χημικές ιδιότητες αυτών των υλικών. Οι ιδιότητες των υαλοκεραμικών εξαρτώνται από το μέγεθος, την μορφολογία και την πυκνότητα των κρυστάλλων και την αλληλεπίδραση αυτών με την υαλώδη μήτρα. Τα συνθετικά υλικά βασίζονται στην τεχνολογία της ελεγχόμενης πυρηνοποίησης και κρυστάλλωσης και κατ'επέκταση εμφανίζουν διαφορετική μικροδομή συγκριτικά με τα παραδοσιακά κεραμικά. Έτσι, τα υαλοκεραμικά έχουν αυξημένη περιεκτικότητα σε κρυστάλλους και εμφανίζουν βελτιωμένες φυσικές και μηχανικές ιδιότητες, δηλαδή εμφανίζουν αυξημένη σκληρότητα, αντοχή στη συμπίεση και στην κάμψη. Παράλληλα, η υαλώδης φάση γεμίζει τα όρια των κρυστάλλων δημιουργώντας μια δομή χωρίς πόρους. Επιπρόσθετα, τα υλικά αυτά έχουν μεγάλη αισθητική. Η ύαλος βοηθάει στην ύπαρξη φωτοδιαπερατότητας, ενώ ο συνδυασμός της μήτρας με την κρυσταλλική φάση μειώνει τον σκεδασμό του φωτός στο σώμα του υλικού.

(6) (10)

4.1.1.2 ΠΥΡΗΝΟΠΟΙΗΣΗ-ΚΡΥΣΤΑΛΛΩΣΗ ΥΑΛΟΚΕΡΑΜΙΚΩΝ

Τα υαλοκεραμικά είναι προηγμένα υλικά, τα οποία μπορούν να αναπτυχθούν με την διαδικασία της κρυστάλλωσης. Η κρυστάλλωση είναι μία διαδικασία μετατροπής της λιγότερο διατεταγμένης δομής υάλου σε κρυσταλλική δομή. Η κρυσταλλική διαδικασία απαρτίζεται από δύο στάδια: την πυρηνοποίηση και την κρυστάλλωση. Η πυρηνοποίηση αποτελεί τον βασικό παράγοντα για τον έλεγχο της κρυστάλλωσης και την μετατροπή της υάλου σε υαλοκεραμικά. Η κεραμοποίηση της υάλου συνήθως βασίζεται σε μία θερμική κατεργασία δύο σταδίων. Αρχικά, η ύαλος θερμαίνεται σε συγκεκριμένη θερμοκρασία και σε επαρκή χρονικό διάστημα και σχηματίζονται πυρήνες. Έπειτα, η θερμοκρασία αυξάνεται και ξεπερνά την θερμοκρασία μετάπτωσης της υάλου και έτσι, αναπτύσσονται κρύσταλλοι στην θέση των πυρήνων. Η πυρηνοποίηση ταξινομείται: στην ομοιογενή και στην ετερογενή πυρηνοποίηση.

Στην ομοιογενή πυρηνοποίηση οι πυρήνες αποτελούνται από το ίδιο υλικό με τους αναπτυσσόμενους κρυστάλλους. Η πυρηνοποίηση αυτή μπορεί να ληφθεί αυθόρμητα είναι σπανιότερη από την ετερογενή ενώ ο μηχανισμός δημιουργίας της απλούστερος.

Στην ετερογενή πυρηνοποίηση οι πυρήνες και οι κρύσταλλοι είναι από διαφορετικά χημικά υλικά και αναπτύσσονται με την βοήθεια άλλων πυρηνοποιητικών παραγόντων. Οι πυρηνοποιητικοί παράγοντες (π.χ. ευγενή μέταλλα, ZrO_2 , TiO_2 , Cr_2O_3 , Fe_2O_3) στις περισσότερες

περιπτώσεις προστίθενται στην βασική υαλώδη μήτρα (3). Ως αποτέλεσμα, δρουν ως καταλύτες για την ενίσχυση και την έναρξη της διαδικασίας της πυρηνοποίησης. Για παράδειγμα στα κεραμικά με διπυριτικό λίθιο ως πυρηνοποιητικός παράγοντας χρησιμοποιείται το P_2O_5 . (15) (16) (17)

Η επιταξιακή ανάπτυξη αποτελεί ένα μηχανισμό σχηματισμού κρυστάλλων ή εναπόθεσης υλικού για τον σχηματισμό νέων κρυσταλλικών στιβάδων. Ο μηχανισμός αυτός είναι πάντα αποτέλεσμα γεωμετρικής αντιστοίχισης της διάστασης και της μορφής του κρυσταλλικού υποστρώματος με αυτές των νέων πλεγμάτων εναπόθεσης. Ειδικότερα, οι θεμελιώδεις δομικές μονάδες του νέου πλέγματος οι οποίες εναποθέτονται ευθυγραμμίζονται και αντιστοιχίζονται πλήρως με τα άτομα του πλέγματος του υποστρώματος. Στα υαλοκεραμικά με περισσότερες από μία κρυσταλλικές φάσεις η επιταξία αναπτύσσεται κατά την διάρκεια της κρυστάλλωσης στον πυρηνοποιητικό παράγοντα ή σε κάποια φάση που ενσωματώνεται αυτός. Συνεπώς, ο ρόλος των παραγόντων πυρηνοποίησης αποδίδεται στην συνοχή και στην κρυσταλλογραφική σχέση των πλεγμάτων μεταξύ τους. (18) (19)

4.2 ΔΙΠΥΡΙΤΙΚΟ ΛΙΘΙΟ

Τα κεραμικά με διπυριτικό λίθιο αναπτύχθηκαν από την ελεγχόμενη ετερογενή πυρηνοποίηση και κρυστάλλωση. Το σύστημα πολλαπλών στοιχείων $SiO_2-Li_2O-Al_2O_3-K_2O-ZnO$ μελετήθηκε στενά για την καταλληλότητα του ως υαλοκεραμικό υψηλής αντοχής. Το σύστημα αυτό προήλθε από το σύστημα SiO_2-Li_2O το οποίο είχε χρησιμοποιηθεί για την ανάπτυξη υαλοκεραμικών υλικών με κύρια κρυσταλλική φάση το διπυριτικό λίθιο ($Li_2Si_2O_5$). Οι Headley και Loehman ανακάλυψαν την ετερογενή πυρηνοποίηση του μεταπυριτικού λιθίου (Li_2SiO_3) και του διπυριτικού λιθίου ($Li_2Si_2O_5$). Αρχικά, πήραν P_2O_5 και Li_2O και προκάλεσαν καθίζηση κρυστάλλων Li_3PO_4 στους $1000^\circ C$ σε μήτρα λιθιο-αλουμινο-πυριτικής υάλου. Στη συνέχεια, αναθέρμαναν το σύστημα στους $650^\circ C$ και στους $850^\circ C$. Έτσι, αναπτύχθηκαν κρύσταλλοι μεταπυριτικού λιθίου (Li_2SiO_3) και διπυριτικού λιθίου ($Li_2Si_2O_5$) μέσω επιταξίας επάνω στους κρυστάλλους του Li_3PO_4 (18). Οι Beall και Echeverría ανέπτυξαν υαλοκεραμικά συστήματα διπυριτικού λιθίου τα οποία είχαν υψηλή χημική και μηχανική αντοχή. Επιπλέον, τα υλικά αυτά εμφάνιζαν αυτοστίλβωση κατά την διαδικασία κατασκευής τους. (20)

Τα υαλοκεραμικά με διπυριτικό λίθιο περιέχουν μεγάλο ποσοστό κρυστάλλων τα οποία μπορούν να καταλαμβάνουν τα δύο τρίτα του συνολικού όγκου. Η μικροδομή τους αποτελείται από μία μήτρα υάλου η οποία περιέχει μία ή περισσότερες κρυσταλλικές φάσεις. Οι κρύσταλλοι στον χώρο έχουν την βέλτιστη κατανομή, σε σχήμα η οποία ομοιάζει βελόνα ενώ οι πόροι στο σώμα έχουν μικρότερη διάσταση κάνοντας την δομή πιο συμπαγή. Ως αποτέλεσμα, η μορφολογία αυτής της δομής να αναγκάζει τις ρωγμές να διαδίδονται περιμετρικά κάθε μεμονωμένου κρυστάλλου. Έτσι, τα κεραμικά αυτά παρουσιάζουν μεγάλη αντοχή στην θραύση, στην κάμψη, και αυξημένη σκληρότητα. Επιπρόσθετα, το υλικό αυτό μπορεί να παρουσιάσει μεγάλη φωτοδιαπερατότητα αν και έχει πλεόνασμα κρυσταλλικού περιεχομένου. Το φαινόμενο αυτό οφείλεται στον χαμηλό δείκτη διάθλασης των κρυσταλλων. Η μικροδομή των υαλοκεραμικών με διπυριτικό λίθιο, δηλαδή ο τρόπος που είναι κατανεμημένοι οι κρύσταλλοι, το σχήμα τους, η πυκνότητα τους, ο όγκος τους συμβάλουν στην δημιουργία των χαρακτηριστικών ιδιοτήτων του υλικού. (12)

Τα κεραμικά με διπυριτικό λίθιο ανήκουν στην κατηγορία των συνθετικών κεραμικών και αποτελούν την δεύτερη γενιά υλικών. Η απόδοση τους είναι ικανοποιητική, ειδικότερα η αντοχή και η σκληρότητα τους είναι διπλάσια συγκριτικά με τα υλικά πρώτης γενιάς τα οποία είναι κεραμικά ενισχυμένα με λευκίτη. Η καλή απόδοση αυτή έχει οδηγήσει στην εκτεταμένη χρήση τους στην οδοντιατρική και στην εν μέρει αντικατάσταση των υλικών πρώτης γενιάς. (21)

Στην εποχή μας, πέρα από την σταθερή εισαγωγή νέων βιοϋλικών με την βοήθεια της τεχνολογίας, έχουν αναπτυχθεί νέες τεχνικές κατασκευής. Ειδικότερα, τα κεραμικά διπυριτικού λιθίου μπορούν να παραχθούν με δύο διαφορετικές μεθόδους: με την κλασική μέθοδο της θερμοσυμπίεσης, η οποία βασίζεται στην τεχνική του χαμένου κεριού, και την σύγχρονη μέθοδο της μηχανοποιημένης σχεδίασης - κοπής (CAD-CAM). Ωστόσο, οι μέθοδοι κατασκευής αυτές είναι πολύ διαφορετικές και αξιοσημείωτο είναι ότι τα τελικά προϊόντα κάθε μεθόδου έχουν διαφορές. (22) (23)

4.2.1 ΕΝΔΕΙΞΕΙΣ ΕΦΑΡΜΟΓΗΣ

Τα υαλοκεραμικά διπυριτικού λιθίου πέρα από τις χαρακτηριστικές ιδιότητες χρησιμοποιούνται και για αποκαταστάσεις οι οποίες ακολουθούν τις αρχές της ελάχιστα επεμβατικής οδοντιατρικής, δηλαδή δεν απαιτούν αφαίρεση μεγάλης έκτασης υγιούς οδοντικής ουσίας. Στην προσθετική οδοντιατρική έχουν ευρύ φάσμα εφαρμογών:

1. Όψεις δοντιών με ελάχιστο πάχος αποκατάστασης 3mm
2. Ένθετα, Επένθετα
3. Υπερένθετα
4. Ολικές στεφάνες προσθίων και οπισθίων δοντιών
5. Γέφυρες μικρής έκτασης με μέχρι ένα ενδιάμεσο (τριών τεμαχίων) και μέχρι τον 2^ο προγόμφιο ως απώτερο στήριγμα
6. Κολοβώματα-στηρίγματα για σύνδεση με εμφύτευμα τιτανίου
7. Ολικές επιεμφυτευματικές στεφάνες (24) (25)

4.2.2 ΑΝΤΕΝΔΕΙΞΕΙΣ ΕΦΑΡΜΟΓΗΣ

Στις ακόλουθες περιπτώσεις δεν ενδείκνυται η χρήση ολοκεραμικών αποκαταστάσεων με διπυριτικό λίθιο.

1. Γέφυρες οι οποίες εκτείνονται σε περισσότερες από τρεις μονάδες
2. Οπίσθιες γέφυρες πέραν του 2ου προγομφίου
3. Προσωρινές αποκαταστάσεις
4. Γέφυρες με πρόβολο
5. Γέφυρες τύπου Maryland
6. Ασθενείς οι οποίοι εμφανίζουν παραλειτουργικές έξεις, όπως βρυγμός.
7. Ασθενείς με αλλεργία ή υπερευαίσθησία στα χημικά συστατικά των ολοκεραμικών αποκαταστάσεων με διπυριτικό λίθιο, όπως SiO₂, Li₂O, K₂O, P₂O₅, ZrO₂, ZnO, χρωστικά οξείδια (26) (27) (25)

4.3 Η ΤΕΧΝΙΚΗ ΤΗΣ ΘΕΡΜΟΣΥΜΠΙΕΣΗΣ

Η θερμοσυμπίεση αποτελεί μία από της μεθόδους παρασκευής υαλοκεραμικών διπυριτικού λιθίου και βασίζεται στην τεχνική του χαμένου κεριού. Η μέθοδος του χαμένου κεριού χρονολογείται από την αρχαιότητα και έχει εφαρμογές σε πλήθος επιστημών ακόμα και σήμερα όπως στην οδοντιατρική και στην οδοντική τεχνολογία. Η διαδικασία αυτής περιλαμβάνει την κατασκευή ενός κέρινου μοντέλου το οποίο θα εγκλειστεί σε ένα δακτύλιο. Έπειτα, ο δακτύλιος θα επενδυθεί με ένα πυράντοχο υλικό (π.χ. πυρόχρωμα) το οποίο είναι ανθεκτικό στις υψηλές θερμοκρασίες. Στο σύστημα αυτό, δημιουργείται μία οπή η οποία θα διασφαλίσει την δίοδο για την έξοδο του κεριού και των υπολειμμάτων του. Ως αποτέλεσμα, θα δημιουργηθεί ένα καλούπι το οποίο θα πληρωθεί μετά με κάποιο υλικό (π.χ. μέταλλο, υαλοκεραμικό). (28)

Η τεχνική της θερμοσυμπίεσης αξιοποιεί την μέθοδο του χαμένου κεριού. Η τεχνολογία αυτή περιλαμβάνει την ταυτόχρονη εφαρμογή θερμότητας και πίεσης, ενώ χρησιμοποιείται πάνω από 40 χρόνια για προσθετικές αποκατάστασεις. Ειδικότερα, η μέθοδος αυτή αποτελείται από έναν ειδικό κλίβανο όπτησης πορσελάνης, ο οποίος δημιουργεί υψηλή θερμοκρασία και κενό αέρος. Παράλληλα, ασκείται πίεση σε ένα έμβολο (συνήθως από αλουμίνια) το οποίο με τη σειρά του συμπιέζει το προκατασκευασμένο κεραμικό υλικό (ingot) που έχει φτάσει στο κατάλληλο ιξώδες (ημίρευστο) στο καλούπι. Αφού στερεοποιηθεί το κεραμικό και αφαιρεθεί κατάλληλα το καλούπι, ολοκληρώνεται το ολοκεραμικό σύστημα. Η θερμοσυμπίεση είναι μία σύντομη διαδικασία που ο χρόνος της κυμαίνεται στα 35-40min. Τα οφέλη αυτής της παραδοσιακής μεθόδου είναι η καθαρότητα του σχηματιζόμενου υλικού με μειωμένο πορώδες και άριστες ιδιότητες. Τέλος, η τεχνική της θερμοσυμπίεσης δεν επιφορτίζει συνήθως ιδιαίτερα οικονομικά ένα εργαστήριο, αφού ο ειδικός εξοπλισμός που απαιτείται (κλίβανος της θερμοσυμπίεσης) μπορεί συχνά να χρησιμοποιηθεί και ως συμβατικός φούρνος όπτησης πορσελάνης. (29) (30)

4.4 ΤΕΧΝΙΚΗ (CAD-CAM)

Η τεχνική (CAD-CAM) είναι μία σχετικά σύγχρονη μέθοδος στην οδοντιατρική η οποία χρησιμοποιείται για την μηχανοποιημένη παρασκευή υλικών, όπως τα υαλοκεραμικά. Τα οφέλη αυτής της τεχνολογίας στηρίζονται στον έλεγχο μέσω ενός εξειδικευμένου λογισμικού

για την ψηφιακή σχεδίαση και κοπή μίας προσθετικής αποκατάστασης. Ως αποτέλεσμα, λόγω του ποιοτικού ελέγχου δημιουργούνται σχεδόν χωρίς ελαττώματα, εργοστασιακών προδιαγραφών αποκαταστάσεις, υψηλής ποιότητας. Επίσης, πλεονέκτημα έχει την μείωση της εργασίας, δηλαδή την εξοικονόμηση του χρόνου και την αύξηση της απόδοσης (31). Στην σημερινή εποχή, τα περισσότερα οδοντοτεχνικά εργαστήρια και οδοντιατρεία έχουν άμεση ή έμμεση επαφή με αυτήν την τεχνολογία. Έτσι, διακρίνονται τρεις κατηγορίες συστημάτων:

1. Συστήματα Οδοντιατρικής παραγωγής (chairside production): Όλος ο εξοπλισμός του συστήματος βρίσκεται στο οδοντιατρείο. Η κατασκευή μίας αποκατάστασης γίνεται εξολοκλήρου από τον οδοντίατρο, χωρίς την παρέμβαση του οδοντικού τεχνολόγου. Παράδειγμα τέτοιων συστημάτων είναι το Cerec® System (Sirona).
2. Συστήματα Εργαστηριακής παραγωγής (laboratory production): Το σύστημα αυτό ακολουθεί την παραδοσιακή δίοδο της συνεργασίας οδοντίατρου και οδοντικού τεχνολόγου. Ειδικότερα, ο εξοπλισμός του CAD-CAM βρίσκεται στο εργαστήριο, ο οδοντίατρος στέλνει την αποτύπωση της στοματικής κοιλότητας και τα υπόλοιπα στάδια κατασκευής της εργασίας πραγματοποιούνται στο εργαστήριο.
3. Συστήματα Κεντρικής παραγωγής (centralized production): Στο σύστημα αυτό το οδοντοτεχνικό εργαστήριο συνεργάζεται με ειδικά κέντρα κοπής. Τα δεδομένα που παράγονται από το εργαστήριο αποστέλλονται ηλεκτρονικά στα κέντρα παραγωγής. Τα κέντρα αυτά περιέχουν τον εξοπλισμό CAD-CAM, παράγουν την εργασία και την στέλνουν ξανά στο εργαστήριο.

Τα συστήματα μηχανοποιημένης σχεδίασης και κοπής αποτελούνται όλα από τρία στάδια: Αρχικά, οι σαρωτές ψηφιοποιούν την στοματική κοιλότητα ή τα αποτυπώματα ή και τα συμβατικά εκμαγεία και αυτά τα δεδομένα μεταφέρονται ηλεκτρονικά σε υπολογιστή για την περαιτέρω επεξεργασία. Έπειτα, ο υπολογιστής έχει ένα λογισμικό πρόγραμμα συμβατό με την εφαρμογή και παράγει ένα σύνολο δεδομένων για το παραγόμενο προϊόν. Τέλος, τα κοπτικά μηχανήματα μετατρέπουν αυτά τα δεδομένα σε δομή, την αποκατάσταση.

4.4.1 ΣΑΡΩΤΕΣ

Οι σαρωτές είναι συσκευές οι οποίες μετατρέπουν μία γεωμετρική επιφάνεια σε ένα σύνολο ψηφιακών δεδομένων για την επεξεργασία τους σε έναν υπολογιστή. Η γεωμετρία αντικειμένου η οποία καταγράφεται από τον σαρωτή μπορεί να είναι η ίδια η στοματική κοιλότητα του ασθενή ή το αποτύπωμα της ή και το εκμαγείο της. Οι σαρωτές διακρίνονται σε δύο κατηγορίες: στους οπτικούς και στους μηχανικούς.

1. Οπτικοί σαρωτές: Ο σαρωτής συλλέγει τρισδιάστατες δομές με μια μέθοδο λεγόμενη διαδικασία τριγωνισμού. Η πηγή φωτός μπορεί να είναι λευκό φως ή laser και η πηγή σχηματίζει μία γωνία με τον υποδοχέα. Η γωνία αυτή είναι καθοριστική, διότι βοηθά τον υπολογιστή να δημιουργήσει ένα σύνολο ψηφιακών δεδομένων. Παραδείγματα τέτοιων σαρωτών είναι: Lava Scan ST (3M ESPE, white light projections), Everest Scan (KaVo, white light projection), es1 (etcon, laser beam)
2. Μηχανικοί σαρωτές: Ο σαρωτής αυτός καταγράφει μηχανικά σημείο προς σημείο την επιφάνεια ενός αντικειμένου. Ειδικότερα, απαρτίζεται από ένα ευαίσθητο υποδοχέα ο οποίος καταλήγει σε μία μικρή σφαίρα. Η διάμετρος της σφαίρας ρυθμίζεται πιο μικρή από τη μικρότερη εγγλυφίδα του μηχανήματος κοπής ώστε οι παραγόμενες αποκαταστάσεις να μπορούν να κατασκευαστούν από τα μηχανήματα κοπής. Παράδειγμα τέτοιου σαρωτή είναι ο Procera (Nobel Biocare)

Η τεχνολογία CAD-CAM περιλαμβάνει πολλά συστήματα στα οποία η διαδικασία της σάρωσης μπορεί να πραγματοποιηθεί είτε στο οδοντιατρείο είτε στο εργαστήριο. Έτσι, οι σαρωτές διακρίνονται σε ενδοστοματικούς και εξωστοματικούς.

1. Ενδοστοματικοί σαρωτές: Η σάρωση γίνεται άμεσα από την στοματική κοιλότητα του ασθενή. Ο οδοντίατρος αποστέλλει στο εργαστήριο ένα εκμαγείο σε ψηφιακή μορφή. Παραδείγματα τέτοιων σαρωτών είναι: Trios (3Shape A/S), Cerec Bluecam (Dentsply Sirona).
2. Εξωστοματικοί σαρωτές: Η σάρωση γίνεται έμμεσα από την σάρωση ενός συμβατικού εκμαγείου ή αποτυπώματος. Παραδείγματα τέτοιων σαρωτών είναι: D250 (3Shape A/S), Cerec Ineos (Dentsply Sirona). (32)

4.4.2 ΛΟΓΙΣΜΙΚΟ ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΥ

Τα συστήματα μηχανοποιημένης κοπής και σχεδίασης διαθέτουν ένα ειδικό λογισμικό για τον σχεδιασμό σε ηλεκτρονικό υπολογιστή (CAD) διάφορων αποκαταστάσεων. Τα συστήματα τα οποία υπάρχουν στην αγορά διαφοροποιούνται κυρίως από το σχεδιαστικό λογισμικό που περιέχουν. Πολλοί κατασκευαστές επικεντρώνονται στην δημιουργία συστημάτων με ευρύ φάσμα εφαρμογών, ενώ άλλοι δίνουν έμφαση στην διαισθητική και φιλική χρήση. Σε αντίθεση με την συμβατική μέθοδο, η τεχνολογία CAD χρησιμοποιεί μία άλλη προσέγγιση για την απόκτηση δεδομένων, την ψηφιοποίηση. Τα δεδομένα αυτά, μπορούν να αποθηκευτούν σε διάφορες μορφές όπως σε STL αρχεία (33). Τα STL αρχεία (Standard Transformation Language) είναι μία μορφή συμβατή με τα περισσότερα συστήματα CAD-CAM. Τέλος, κάθε λογισμικό σχεδιασμού έχει την δυνατότητα πρόσβασης στις πιο πρόσφατες εκδόσεις του, μέσω των ενημερώσεων με την ηλεκτρονική σύνδεση του με την κατασκευαστική εταιρία.

4.4.3 ΚΟΠΤΙΚΑ ΜΗΧΑΝΗΜΑΤΑ

Τα επεξεργασμένα δεδομένα τα οποία προέρχονται από το CAD χρησιμοποιούνται για την κατασκευή δομών από τα κοπτικά μηχανήματα. Τα υλικά τα οποία χρησιμοποιούνται για την κατασκευή με την μέθοδο αυτήν είναι το μέταλλο, τα πολυμερή, το κερί και τα κεραμικά. Τα συστήματα CAM διακρίνονται σε δύο διαφορετικές τεχνολογίες: την προσθετική και την αφαιρετική. Η παραγωγή ολοκεραμικών συστημάτων μπορεί να πραγματοποιηθεί κυρίως με την αφαιρετική μέθοδο, ενώ μελετάται και η εφαρμογή της προσθετικής στο μέλλον.

Η προσθετική μέθοδος, είναι ένας νέος τύπος τεχνολογίας για την δημιουργία ολοκεραμικών συστημάτων που αναφέρεται και ως τρισδιάστατη εκτύπωση. Η παραγωγή δομών γίνεται με την πρόσθεση υλικού στρώμα-στρώμα, με βάση ενός τρισδιάστατου μοντέλου σχεδίασης. Η ανάπτυξη αυτής της μεθόδου θα επιφέρει την μετάβαση στην μαζική παραγωγή, δηλαδή μεγαλύτερη απόδοση και μείωση κόστους παραγωγής. Σήμερα, τα συστήματα αυτά είναι μελετημένα περισσότερο για τα πολυμερή υλικά και για τα μέταλλα. Ωστόσο, για την κατασκευή κεραμικών η μέθοδος αυτή είναι λιγότερο ανεπτυγμένη λόγω της εμφάνισης δυσκολιών στην παραγωγή δομών με κατάλληλη επιφάνεια, μηχανικές ιδιότητες και ακρίβεια εφαρμογής.

Η αφαιρετική μέθοδος χρησιμοποιείται περισσότερο για την κατασκευή ολοκεραμικών συστημάτων. Η μέθοδος αυτή βασίζεται στην αφαίρεση υλικού για τον σχηματισμό ενός νέου αντικειμένου. Ειδικότερα, χρησιμοποιεί μερικώς ή πλήρως πυροσυσσωματωμένα blocks τα οποία επεξεργάζονται μέσω ενός αριθμητικού ελεγχόμενου υπολογιστή (CNC) μηχανήματος. Το λογισμικό του CAM μεταφράζει αυτόματα το σχεδιαστικό μοντέλο του CAD και δίνει εντολές στο μηχάνημα CNC για την κοπή δομών. Οι εντολές αυτές περιλαμβάνουν τα εργαλεία κοπής, το μέγεθος τους και την κατεύθυνση κίνησης τους. Η ακρίβεια των αποκαταστάσεων είναι πολύ μεγάλη αφού έχει σημειωθεί ότι η ακρίβεια τοποθέτησης του εργαλείου είναι 10μm. (34) (35)

4.4.3.1 ΑΡΙΘΜΟΣ ΑΞΟΝΩΝ ΚΟΠΗΣ

Οι μηχανές κοπής διακρίνονται με βάση τον αριθμό αξόνων κοπής τους, δηλαδή με την διεύθυνση που κινούνται τα κοπτικά εργαλεία. Έτσι, δημιουργούνται τρεις κατηγορίες: οι τριαξονικές, οι τετραξονικές και οι πενταξονικές συσκευές.

1. Τριαξονικές μηχανές: Στις μηχανές αυτές τα κοπτικά στοιχεία κινούνται στις τρεις βασικές διευθύνσεις (X, Y, Z) στον χώρο. Ωστόσο, αυτά τα συστήματα έχουν μειωμένη ακρίβεια λόγω των περιορισμένων κινήσεων. Για τον ίδιο λόγο, απαιτείται εικονική εξάλειψη εσοχών στα σημεία τα οποία δεν μπορούν να επεξεργαστούν από τα κοπτικά στοιχεία. Τα πλεονεκτήματα αυτών των μηχανών είναι ο σύντομος χρόνος επεξεργασίας και ο απλοποιημένος έλεγχος μέσω των τριών αξόνων. Παράδειγμα τέτοιων συσκευών είναι: inLab (Sirona), Lava (3M ESPE), Cercon brain (DeguDent).
2. Τετραξονικές μηχανές: Εκτός από τους τρεις χωρικούς άξονες (X, Y, Z) υπάρχει και μία τέταρτη διεύθυνση μετακίνησης της ανάρτησης του block που είναι η περιστροφή γύρω από τον άξονα X. Ως αποτέλεσμα, έχει την κατασκευή γεφυρών με μετατόπιση κατά το κάθετο ύψος μέσα στις προβλεπόμενες διαστάσεις για εξοικονόμηση χρόνου και χώρου. Παράδειγμα τέτοιας τετραξονικής συσκευής είναι η Zeno (Wieland-Imes).
3. Πενταξονικές μηχανές: Με τις πενταξονικές μηχανές εκτός των τριών βασικών κινήσεων στον X, Y, Z άξονα έχουν την τέταρτη κίνηση περιστροφής της ανάρτησης του block γύρω από τον άξονα X. Επιπλέον, η πέμπτη κίνηση είναι η δυνατότητα περιστροφής της ατράκτου της φρέζας. Παράδειγμα, σε συστήματα εργαστηριακής

παραγωγής είναι το Everest Engine (KaVo). Παράδειγμα, σε συστήματα κεντρικής παραγωγής είναι το HSC Milling Device (etkon).

Σημαντικό να σημειωθεί όμως, είναι ότι η ποιότητα της αποκατάστασης δεν αυξάνεται απαραίτητα με τον αριθμό των αξόνων επεξεργασίας. Η ποιότητα προκύπτει πολύ περισσότερο από το αποτέλεσμα της ψηφιοποίησης, της επεξεργασίας δεδομένων και την διαδικασία παραγωγής.

4.4.3.2 ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΚΟΠΗΣ

Στην αφαιρετική μέθοδο υπάρχουν δύο τρόποι επεξεργασίας: η στεγνή και υγρή κοπή

1. Στεγνή κοπή: Η στεγνή επεξεργασία χρησιμοποιείται κυρίως για κεραμικές αποκαταστάσεις με οξειδίο ζirkονίου (ζirkονία). Η διαδικασία αυτή πλεονεκτεί επειδή το block δεν εκτίθεται σε υγρασία και δεν χρειάζεται επιπλέον χρόνο για το στέγνωμα του υλικού πριν την σύντηξη. Το μειονέκτημα αυτής της μεθόδου είναι η μειωμένη ακρίβεια λόγω της υψηλότερης συστολής των αποκαταστάσεων.
2. Υγρή κοπή: Στην περίπτωση αυτή η φρέζα για την επεξεργασία ψεκάζεται με ένα ειδικό ψυχρό υγρό το οποίο βοηθάει στην προστασία του υλικού από την υπερθέρμανση και καταστροφή του. Η μέθοδος αυτή χρησιμοποιείται για την επεξεργασία κυρίως μετάλλων και υαλοκεραμικών υλικών όπως τα κεραμικά με διπυριτικό λίθιο. Τα θετικά της υγρής μεθόδου εντοπίζονται στην ελάττωση της συστολής και της παραμόρφωσης. (36)

5. ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

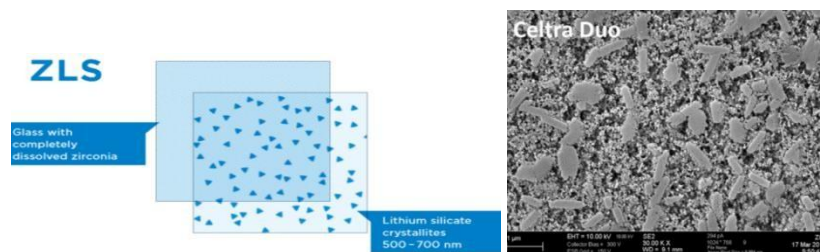
5.1. ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΠΥΡΙΤΙΚΟΥ/ΔΙΠΥΡΙΤΙΚΟΥ ΛΙΘΙΟΥ

Τα τελευταία χρόνια η αυξημένη ζήτηση των ολοκεραμικών συστημάτων πυριτικού/διπυριτικού λιθίου οδήγησε στην εισαγωγή τους στην αγορά με ραγδαίους ρυθμούς. Οι διαφορές των συστημάτων αυτών, εντοπίζονται στην μικροδομή, στην χημική σύσταση, στην υαλώδη μήτρα, στην μορφολογία και στην κατανομή των κρυστάλλων, στην αναλογία κρυστάλλων/υάλου, στην παρασκευή, καθώς και στην επεξεργασία τους. Κατ' επέκταση διαφέρουν και οι μηχανικές, φυσικές και οπτικές ιδιότητες τους. (37) Παράλληλα, η κατανόηση της μηχανικής συμπεριφοράς ενός υλικού απαιτεί την μελέτη της μικροδομής του από τον επιστήμονα. Τα ολοκεραμικά συστήματα μπορούν να παρασκευαστούν είτε με την μέθοδο της θερμοσυμπίεσης είτε με την σύγχρονη μέθοδο του CAD-CAM. Οι μέθοδοι αυτοί δημιουργούν ελεγχόμενο περιβάλλον και μειώνουν την πιθανότητα λάθους. (38) (39)

5.1.1 CELTRA DUO, CELTRA PRESS

Η Dentsply Sirona δημιούργησε την σειρά ολοκεραμικών συστημάτων CELTRA. Η σειρά αυτή ανήκει στην κατηγορία των υαλοκεραμικών πυριτικού λιθίου ενισχυμένα με οξειδία ζirkονίου. Η περιεκτικότητα των οξειδίων του ζirkονίου στην υαλώδη μάζα ανέρχεται στο 10% διασφαλίζοντας έτσι την υψηλή αντοχή του υλικού. Το CELTRA DUO είναι υαλοκεραμικά blocks τα οποία παράγονται με την τεχνική του CAD-CAM και βρίσκονται στην τελική κρυσταλλική κατάσταση πριν την κοπή τους. Ειδικότερα, χρησιμοποιείται P_2O_5 ως παράγοντας πυρηνοποίησης για την κρυστάλλωση του πυριτικού λιθίου. Συνεπώς, τα υλικά αυτά εμφανίζουν μεγάλο αριθμό λεπτόκοκκων κρυστάλλων με μέγεθος 500-700nm και αποτελούνται κυρίως από δύο κρυσταλλικές φάσεις (Εικ.2). Οι μεγαλύτεροι κρύσταλλοι είναι οι Li_2SiO_3 με στρογγυλό και ελαφρώς επίμηκες σχήμα και οι Li_3PO_4 κρύσταλλοι με στρογγυλό σχήμα (38). Το αποτέλεσμα της εξαιρετικά λεπτής μικροδομής τους, είναι οι θετικές οπτικές και μηχανικές ιδιότητες των υλικών. Οι κλινικές ενδείξεις στις οποίες μπορεί να εφαρμοστεί σύμφωνα με τους κατασκευαστές είναι για όψεις, ένθετα, επένθετα και για πρόσθιες, οπίσθιες στεφάνες. Η αντοχή στην κάμψη του υλικού υπολογίζεται στα 370 MPa και διαθέτει δύο φωτοδιαπερατότητες : χαμηλή ημιδιαφάνεια (LT) και υψηλή ημιδιαφάνεια (HT).

Τα CELTRA PRESS είναι προκατασκευασμένα κεραμικά υλικά (ingot) τα οποία κατασκευάζονται με την μέθοδο της θερμοσυμπίεσης και ακολουθούν συγκεκριμένο κατασκευαστικό πρωτόκολλο. (40) (41) Το CELTRA PRESS διατηρεί όλα τα αισθητικά πλεονεκτήματα του CELTRA DUO. Το σχήμα του κρυστάλλου του υλικού πριν την θερμοσυμπίεση ομοιάζει με δοκό και μετά την θερμοσυμπίεση οι κρύσταλλοι προσανατολίζονται τυχαία στην δομή και το σχήμα τους μπορεί να παρομοιαστεί με το σχήμα των αιμοπεταλίων (Εικ.3). Οι κατασκευαστές προτείνουν να χρησιμοποιούνται για αποκαταστάσεις όψεων, ενθέτων, επενθέτων, για στεφάνες προσθίων και οπισθίων δοντιών, για πρόσθιες γέφυρες τριών μονάδων, οπίσθιες γέφυρες τριών μονάδων με τερματικό στήριγμα έως τον δεύτερο προγόμφιο και στεφάνη ή γέφυρα τριών μονάδων μέχρι το δεύτερο προγόμφιο τοποθετημένο πάνω σε εμφυτευματικό στήριγμα. (42) Επιπλέον, το υλικό διατίθεται σε τρία επίπεδα φωτοδιαπερατότητας: υψηλή ημιδιαφάνεια (HT), μεσαία ημιδιαφάνεια (MT), χαμηλή ημιδιαφάνεια (LT). Τέλος, παρουσιάζει αυξημένη αντοχή στην κάμψη, η οποία κυμαίνεται στα 500 MPa.



(Εικ.1)Αναπαράσταση μικροδομής υλικού (40) (Εικ.2)SEM εικόνα, μικροδομή υλικού CELTRA DUO (38)

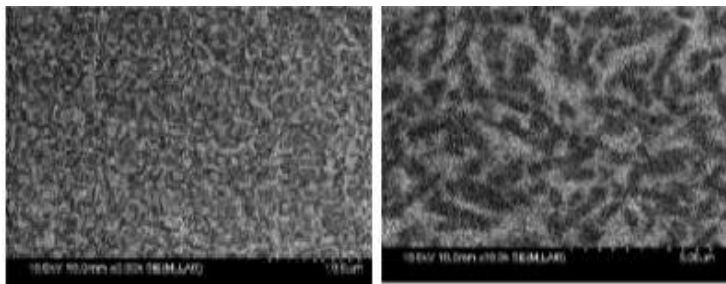


(Εικ.3)SEM εικόνα, μικροδομή υλικού CELTRA PRESS (37)

5.1.2 Initial LiSi Press

Η εταιρία GC δημιούργησε την σειρά υαλοκεραμικών υλικών με διπυριτικό λίθιο Initial LiSi Press. Τα υλικά αυτά, είναι προκατασκευασμένα πλινθώματα (ingots) τα οποία

κατασκευάζονται με την μέθοδο της θερμοσυμπίεσης. Η εταιρία αναφέρει ότι περιέχουν τεχνολογία HDM (High Density Micronization = Μικροποίηση Υψηλής Πυκνότητας). Συγκεκριμένα, στην υαλώδη μήτρα οι κρύσταλλοι διπυριτικού λιθίου κατανέμονται με ομοιογενή τρόπο κάνοντας την πυκνότητα υψηλότερη. Οι κρύσταλλοι διπυριτικού λιθίου έχουν μέγεθος 1,0-1,5 μm ενώ το σχήμα τους μπορεί να παρομοιαστεί με το σχήμα των ράβδων και των αιμοπεταλίων, δηλαδή δισκοειδή (Εικ.3),(Εικ.4) (37) (43). Η πολυεπίπεδη διάταξη των κρυστάλλων είναι αποτέλεσμα της επιταξιακής ανάπτυξης των ετερογενών πυρήνων με την συμβολή των πυρηνοποιητικών παραγόντων. Στην συνέχεια, μετά την θερμοσυμπίεση οι κρύσταλλοι διατάσσονται τυχαία. Η αντοχή στην κάμψη του Initial LiSi Press υπολογίζεται στα 508 MPa. Παράλληλα, διατίθεται σε τέσσερα επίπεδα φωτοδιαπερατότητας (υψηλή ημιδιαφάνεια HT, μεσαία ημιδιαφάνεια MT, χαμηλή ημιδιαφάνεια LT, μεσαία αδιαφάνεια MO). Το υλικό ενδείκνυται για όψεις, ένθετα, επένθετα, πρόσθιες και οπίσθιες στεφάνες, γέφυρες τριών μονάδων στην πρόσθια περιοχή, οπίσθιες γέφυρες τριών μονάδων μέχρι των δεύτερο προγόμφιο, στεφάνη και γέφυρα τριών μονάδων τοποθετημένη πάνω σε εμφύτευμα. (44)

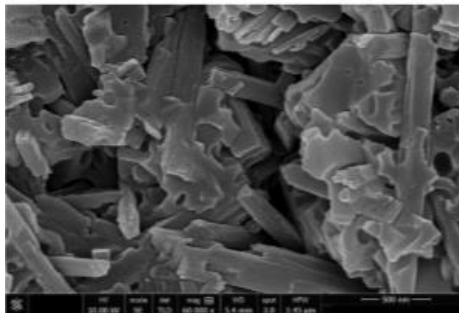


(Εικ.3) SEM εικόνα x3.000, μικροδομή υλικού (43) (Εικ.4) SEM εικόνα x10.000, μικροδομή υλικού (43)

5.1.3 N!ce

Η εταιρία Straumann δημιούργησε την σειρά ολοκεραμικών συστημάτων n!ce. Το υλικό αυτό, ανήκει στην κατηγορία των υαλοκεραμικών και έχει περίπου τέσσερις φορές μεγαλύτερη ποσότητα αλουμίνας από αντίστοιχα υλικά της ίδιας κατηγορίας. Ο κατασκευαστής το περιγράφει ως κεραμικό αλουμινο-πυριτικού λιθίου ενισχυμένο με διπυριτικό λίθιο. Οι κρύσταλλοί του κατανέμονται στην υαλώδη μήτρα και έχουν σχήμα βελόνας (Εικ.5). Το n!ce είναι υαλοκεραμικά blocks και παρασκευάζονται με την μέθοδο του

CAD-CAM. Επιπλέον, βρίσκονται στην πλήρη κρυσταλλική φάση, δηλαδή δεν απαιτείται πρόσθετη θερμική κατεργασία μετά τον εκτροχισμό τους στο CAM. (45) (46) Το $n!ce$ διατίθεται σε δύο επίπεδα φωτοδιαπερατότητας: υψηλή ημιδιαφάνεια (HT), χαμηλή ημιδιαφάνεια (LT). Η αντοχή στην κάμψη υπολογίζεται στα 350 ± 50 MPa. Το υλικό αυτό χρησιμοποιείται για όψεις, ένθετα, επένθετα, πρόσθιες και οπίσθιες στεφάνες και για στεφάνες σε εμφύτευμα. (47)



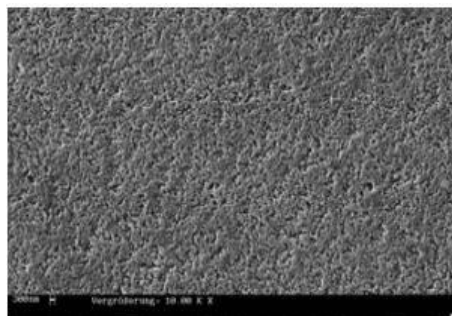
(Εικ.5) SEM εικόνα, μικροδομή υλικού $n!ce$ (46)

5.1.4 SUPRINITY, AMBRIA

Η VITA δημιούργησε την σειρά SUPRINITY, η οποία είναι κεραμικό πυριτικού λιθίου ενισχυμένο με οξείδια ζirkονίου. Η περιεκτικότητα σε οξείδια ζirkονίου ZrO_2 ανέρχεται στο 10% στην συνολική μάζα. Το υλικό παρασκευάζεται με την μέθοδο της μηχανοποιημένης σχεδίασης και κοπής και παρέχεται σε ένα μερικώς κρυσταλλοποιημένο στάδιο. Στην συνέχεια, μετά την κοπή του, απαιτείται πρόσθετη θερμική επεξεργασία για να κρυσταλλοποιηθεί πλήρως. Η μικροδομή του υλικού εξαιτίας των οξειδίων του ζirkονίου εμφανίζεται με ιδιαίτερη λεπτή και ομοιογενή σωματιδιακή δομή (Εικ.6). Επιπλέον, το SUPRINITY ενδείκνυται για όψεις, ένθετα, επένθετα, πρόσθιες και οπίσθιες στεφάνες και εμφυτευματικές στεφάνες. Ωστόσο, η χρήση του υλικού σε αποκαταστάσεις οι οποίες απαιτούν κατασκευή γέφυρας βρίσκεται υπό μελέτη. Η αντοχή στην κάμψη του υλικού κυμαίνεται περίπου στα 420 MPa και διατίθεται σε δύο επίπεδα φωτοδιαπερατότητας: υψηλή ημιδιαφάνεια (HT), χαμηλή ημιδιαφάνεια (T). (48) (46)

Η ίδια εταιρία (VITA) δημιούργησε και την σειρά AMBRIA. Το υλικό αυτό περιγράφεται ως κεραμικό διπυριτικού λιθίου ενισχυμένο με οξείδια ζirkονίου και παρασκευάζεται με την παραδοσιακή μέθοδο της θερμοσυμπίεσης. Η προσθήκη οξειδίων ζirkονίου αυξάνει την

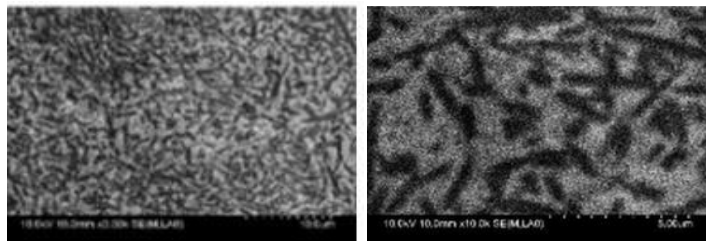
αντοχή του υλικού στην διαξονική κάμψη η οποία υπολογίζεται περίπου στα 550 MPa. Επίσης, ο κατασκευαστής του υλικού χαρακτηρίζει την μικροδομή του υλικού ως ομοιογενή. Παράλληλα, διατίθεται σε δύο επίπεδα φωτοδιαπερατότητας: υψηλή ημιδιαφάνεια (HT), χαμηλή ημιδιαφάνεια (T). Η σειρά AMBRIA ενδείκνυται για όψεις, ένθετα, επένθετα, πρόσθιες και οπίσθιες στεφάνες, για τριών τεμαχίων γέφυρες προσθίων δοντιών και για τριών τεμαχίων γέφυρες οπίσθιων δοντιών μέχρι των δεύτερο προγόμφιο. (49)



(Εικ.6) SEM εικόνα x10.000, μικροδομή υλικού SUPRINITY (46)

5.1.5 Vintage LD Press

Η SHOFU ανέπτυξε το σύστημα Vintage LD Press. Τα προϊόντα αυτά είναι κεραμικά πλινθώματα ενισχυμένα με διπυριτικό λίθιο και κατασκευάζονται με την κλασική μέθοδο της θερμοσυμπίεσης. Σε δείγμα LD το μέγεθος των κρυστάλλων στην μήτρα υάλου καταγράφηκε περίπου σε 1-3 μm . Παράλληλα, η κατανομή των κρυστάλλων είναι πιο αραιή συγκριτικά με άλλα κεραμικά διπυριτικού λιθίου, υποδηλώνοντας υψηλότερο ποσοστό της υαλώδους μήτρας. Η αντοχή του υλικού στην διαξονική κάμψη κυμαίνεται κοντά στα 377 MPa. Το υλικό διατίθεται σε τέσσερα επίπεδα φωτοδιαπερατότητας: υψηλή ημιδιαφάνεια (T), μεσαία ημιδιαφάνεια (MT), χαμηλή αδιαφάνεια (LO), μεσαία αδιαφάνεια (MO). Τέλος, χρησιμοποιείται για την κατασκευή όψεων, ενθέτων, επενθέτων, στεφάνων προσθίων και οπισθίων δοντιών και γέφυρες τριών μονάδων προσθίων και οπισθίων δοντιών μέχρι τον δεύτερο προγόμφιο. (43) (50) (51)



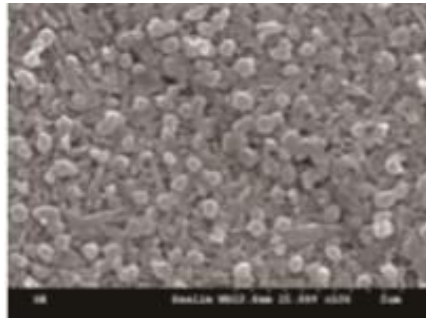
(Εικ.7) SEM εικόνα x3.000, μικροδομή υλικού (43) (Εικ.8) SEM εικόνα x10.000, μικροδομή υλικού (43)

5.1.6 Amber Press, Amber Mill

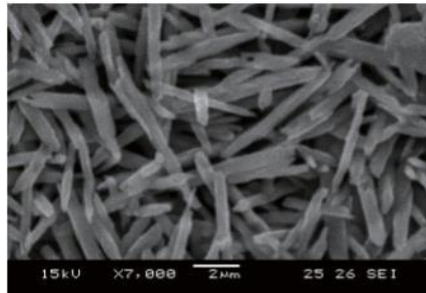
Η εταιρία HASS δημιούργησε τα κεραμικά διπυριτικού λιθίου Amber Press και Amber Mill. Η σειρά προϊόντων αυτή δίνει την δυνατότητα επιλογής μεθόδου παρασκευής, αφού μπορούν να κατασκευαστούν είτε με την μέθοδο της θερμοσυμπίεσης (Amber Press) είτε με την τεχνική CAD-CAM (Amber Mill). Το Amber Mill παρέχεται σε ένα μερικώς κρυσταλλωμένο στάδιο και απαιτεί την πρόσθετη θερμική κατεργασία για να κρυσταλλωθεί πλήρως μετά την κοπή του. Ειδικότερα, κατά την διάρκεια της θερμικής επεξεργασίας σχηματίζουν πυκνή, διασταυρωμένη και λεπτή κρυσταλλική δομή μέσω της θερμικής κατεργασίας, το οποίο συμβάλει σημαντικά στην διαμόρφωση των θετικών ιδιοτήτων τους (Εικ.9). Τα blocks αυτά παρέχονται σε τέσσερα επίπεδα φωτοδιαπερατότητας: υψηλή διαπερατότητα (HT), μεσαία διαπερατότητα (MT), χαμηλή διαπερατότητα (LT) και μεσαία αδιαφάνεια (MO). Η διαξονική αντοχή στην κάμψη του Amber Mill μετά την τελική θερμική επεξεργασία κυμαίνεται στα 490 MPa. Τέλος, το υλικό αυτό χρησιμοποιείται σε όψεις, ένθετα, επένθετα, στεφάνες και γέφυρες τριών τεμαχίων μέχρι τον δεύτερο προγόμφιο. (52) (53)

Το Amber Press είναι κεραμικά πλινθώματα (ingot) ενισχυμένα με διπυριτικό λίθιο και παρασκευάζεται με την παραδοσιακή μέθοδο της θερμοσυμπίεσης ακολουθώντας ένα συγκεκριμένο κατασκευαστικό πρωτόκολλο. Η αντοχή στην κάμψη του υλικού υπολογίζεται στα 460 MPa. Η μικροδομή του υλικού απαρτίζεται από διασταυρούμενους κρυστάλλους με υψηλή αναλογία μήκους/διαμέτρου. Παρέχεται σε τρία επίπεδα φωτοδιαπερατότητας: υψηλή διαπερατότητα (HT), χαμηλή διαπερατότητα (LT), μεσαία αδιαφάνεια (MO). Το Amber Press ενδείκνυται για όψεις, ένθετα, επένθετα, στεφάνες προσθίων και οπισθίων δοντιών και γέφυρες τριών τεμαχίων μέχρι τον δεύτερο προγόμφιο. (54) (55)

Το Amber LiSi POZ της HASS αποτελεί ένα σύστημα διπυριτικού λιθίου με εξειδικευμένη λειτουργία. Συγκεκριμένα, είναι πλινθώματα διπυριτικού λιθίου τα οποία χρησιμοποιούνται για την επικάλυψη αποκαταστάσεων ζirkονίας. Το υλικό αυτό παρασκευάζεται με την μέθοδο της θερμοσυμπίεσης και χρησιμοποιείται για την επικάλυψη στεφανών, γεφυρών και στηριγμάτων εμφυτεύματος. Η αντοχή κάμψης του προϊόντος κυμαίνεται κοντά στα 380 MPa. Το Amber LiSi POZ παρέχεται σε δύο επίπεδα φωτοδιαπερατότητας: υψηλή διαπερατότητα (HT), χαμηλή διαπερατότητα (LT). (56)



(Εικ.9) SEM εικόνα, μικροδομή υλικού Amber Mill (53)



(Εικ.10) SEM εικόνα, μικροδομή υλικού Amber Press (54)

5.1.7 IPS e.max Press, IPS e.max CAD

Το 1998 η Ivoclar Vivadent πρώτη παρουσίασε τα πρώτα οδοντιατρικά υαλοκεραμικά ενισχυμένα με διπυριτικό λίθιο με την ονομασία IPS Empress 2. Το IPS Empress 2 αποτελούσε ένα κεραμικό πλινθωμα (ingot) το οποίο παραγόταν με την συμβατή μέθοδο της θερμοσυμπίεσης. Το υλικό αυτό διέθετε μία σύνθετη μικροδομή με κρυστάλλους διπυριτικού λιθίου $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ και κρυστάλλους ορθοφωσφορικού λιθίου Li_3PO_4 , οι οποίοι ήταν πολύ καλά

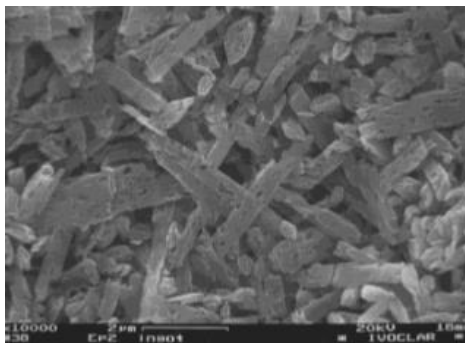
διασκορπισμένοι στην υαλώδη μήτρα. Το σχήμα των κρυστάλλων οι οποίοι αναπτύχθηκαν είχαν το σχήμα βελόνας και το μήκος τους ήταν 0,5-4 μm (Εικ.11). Επίσης, η αντοχή στην κάμψη μετά την θερμοσυμπίεση υπολογιζόταν στα 350 ± 50 MPa. Ωστόσο, το 2005 η εταιρία διέκοψε την κυκλοφορία του IPS Empress 2 και εισήγαγε μία νέα τροποποιημένη σειρά κεραμικών διπυριτικού λιθίου τα IPS e.max Press και IPS e.max CAD. (57) (58) (59)

Το IPS e.max Press αποτελεί ένα υαλοκεραμικό διπυριτικού λιθίου το οποίο παράγεται με την τεχνική της θερμοσυμπίεσης. Οι κρύσταλλοι του υλικού μετά την θερμοσυμπίεση ευθυγραμμίζονται παράλληλα με την κατεύθυνση της ροής του τήγματος και της επιφάνειας του δείγματος. Η κατεύθυνση των κρυστάλλων μετά την θερμοσυμπίεση είναι αποτέλεσμα του ιξώδους, της πλαστικής παραμόρφωσης και των τάσεων διάτμησης. Παράλληλα, το μέγεθος των κρυστάλλων αυξάνεται με την θερμοσυμπίεση και υπολογίζεται περίπου στα 1,0-4,0 μm ενώ το σχήμα τους ομοιάζει με βελόνα. Η αντοχή στην κάμψη των δειγμάτων του IPS e.max Press υπολογίζεται στα 430 MPa. (37) (43) Η μικροδομή του υλικού αυτού αποτελείται κυρίως από κρυστάλλους διπυριτικού λιθίου (περίπου 70%) (Εικ.12). Συγκριτικά με το IPS Empress 2 έχουν όμοια χημική σύσταση, ωστόσο η διαφορά τους εντοπίζεται στο πρόγραμμα θερμοσυμπίεσης το οποίο οδηγεί στην απόδοση διαφορετικών ιδιοτήτων αυτών των δύο υλικών. (60) Τα πλινθώματα (ingot) διατίθενται ως πολυχρωματικά (multi ingot) και ως μονοχρωματικά σε πέντε επίπεδα φωτοδιαπερατότητας (υψηλή ημιδιαφάνεια HT, μεσαία ημιδιαφάνεια MT, χαμηλή ημιδιαφάνεια LT, μεσαία αδιαφάνεια MO, υψηλή αδιαφάνεια HO). Τέλος, υπάρχει και το IPS e.max Press Impulse, που επιτρέπει την απόδοση έντονου οπαλισμού, στις αποκαταστάσεις (κυρίως σε όψεις). (61)

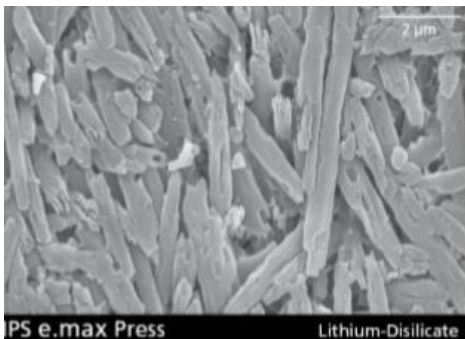
Το IPS e.max CAD είναι ένα μερικώς κρυσταλλωμένο block το οποίο παράγεται με την μέθοδο του CAD-CAM. Ειδικότερα, παρουσιάζεται στην αρχική κρυσταλλική κατάσταση σε ένα μπλε block μετα-πυριτικού λιθίου με μειωμένη σκληρότητα περίπου 130 MPa. Κατά συνέπεια, διευκολύνεται η διαδικασία κοπής του χωρίς να προκαλεί εκτεταμένη φθορά στις μηχανές κοπής. Μετά την πλήρη κρυστάλλωση του υλικού το μετα-πυριτικό λίθιο μετατρέπεται σε διπυριτικό λίθιο και η τελική αντοχή στην κάμψη υπολογίζεται στα 262 ± 88 MPa. (22) Το μέγεθος των κρυστάλλων οι οποίοι απαρτίζουν την υαλώδη μήτρα υπολογίζεται στα 1,5 μm (Εικ.13), (Εικ.14). (62) Το IPS e.max CAD είναι διαθέσιμο σε τέσσερα επίπεδα

φωτοδιαπερατότητας (υψηλή ημιδιαφάνεια HT, μεσαία ημιδιαφάνεια MT, χαμηλή ημιδιαφάνεια LT, μεσαία αδιαφάνεια MO). Επιπλέον, υπάρχει το IPS e.max CAD Impulse. Τα blocks αυτά επιτρέπουν την απόδοση έντονης οπαλίζουσας εμφάνισης. (63)

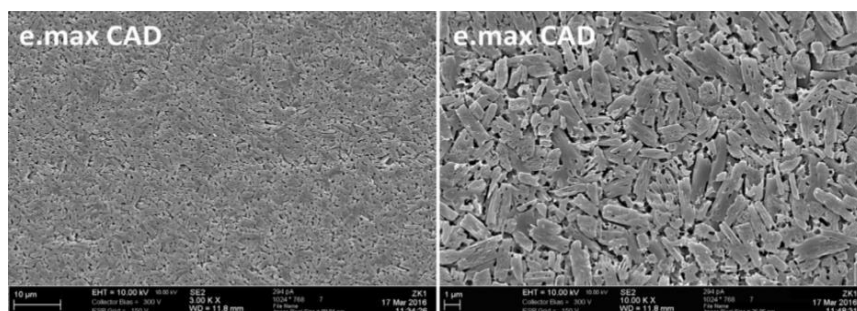
Τα IPS e.max Press και CAD ενδείκνυνται για αποκαταστάσεις όψεων, ενθέτων, επενθέτων, υπερενθέτων, προσθίων και οπισθίων στεφανών, κολοβωμάτων-στηριγμάτων για σύνδεση με εμφυτεύματα τιτανίου, ολικών επιεμφυτευματικών στεφανών και γεφυρών τριών μονάδων μέχρι τον δεύτερο προγόμφιο. (63) (61)



(Εικ.11) SEM εικόνα, μικροδομή υλικού IPS Empress 2 (58)



(Εικ.12) SEM εικόνα, μικροδομή υλικού IPS emax Press (61)



(Εικ.13) SEM εικόνα x3000, μικροδομή υλικού IPS emax CAD (Εικ.14) SEM εικόνα x10.000, μικροδομή υλικού IPS emax CAD (38)

ΥΛΙΚΑ	ΕΤΑΙΡΙΑ	ΧΗΜΙΚΗ ΣΥΣΤΑΣΗ
CELTRA PRESS	DENTSPLY SIRONA	SiO ₂ 59,3%, Al ₂ O ₃ 3,0%, Li ₂ O 14,5%, K ₂ O 1,2%, Na ₂ O 0,2% , P ₂ O ₅ 4,9%, B ₂ O ₃ 2,0%, MgO 0,01%, ZrO ₂ 9,3%, CeO ₂ 0,83%, V ₂ O ₅ 0,61% Tb ₂ O ₃ 3,3%, Er ₂ O ₃ 0,73%, HfO ₂ 0,21%
CELTRA DUO	DENTSPLY SIRONA	SiO ₂ 58%, Li ₂ O 18,5%, P ₂ O ₅ 5%, ZrO 10,1%, Al ₂ O ₃ 1,9%, CeO ₂ 2%, Tb ₄ O ₇ 1%
Initial LiSi Press	GC	SiO ₂ 71,9%, Li ₂ O 13,0%, Al ₂ O ₃ 5,4%, K ₂ O 2,0% Na ₂ O 1,4%, P ₂ O ₅ 2,6%, B ₂ O ₃ 0,007%, ZrO ₂ 7%, CeO ₂ 1,2%, V ₂ O ₅ 0,15%, Tb ₂ O ₃ 0,35%, Er ₂ O ₃ 0,40%, HfO ₂ 0,030%
n!ce	Straumann	SiO ₂ 67-70%, Li ₂ O 10,5-12,5%, Al ₂ O ₃ 10,5-11,5%, K ₂ O 0-3%, Na ₂ O 1-3%, P ₂ O ₅ 3-8%, ZrO ₂ 0-0,5%, CaO 1-2%, Χρωστικά οξειδία 0-9%
SUPRINITY	VITA Zahnfabrik	SiO ₂ 56-64%, Li ₂ O 15-21%, ZrO ₂ 8-12%, La ₂ O ₃ 0,1%, Χρωστικά οξειδία < 10, Υπόλοιπα > 10
IPS emax Press	IVOCLAR VIVADENT	SiO ₂ 69,2%, Li ₂ O 14,3%, K ₂ O 4,5%, P ₂ O ₅ 3,7%, ZrO ₂ 0,67%, ZnO 1,2%, Al ₂ O ₃ 2,4%, MgO 0,58%, CeO ₂ 1,8%
IPS emax CAD	IVOCLAR VIVADENT	SiO ₂ 57-80%, Li ₂ O 11-19%, K ₂ O 0,0-13%, P ₂ O ₅ 0,0-11%, ZrO ₂ 0,0-8%, ZnO 0,0-8%, Al ₂ O ₃ 0,0-5%, MgO 0,0-5%, Χρωστικά οξειδία 0,0-8%

(Πιν.2) Συνοπτικός πίνακας χημικών συστάσεων υλικών wt% (37) (46) (64) (45) (48)

ΥΛΙΚΑ	ΑΝΤΟΧΗ ΣΤΗΝ ΚΑΜΨΗ (MPa)	ΜΕΤΡΟ ΕΛΑΣΤΙΚΟΤΗΤΑΣ (GPa)	ΑΝΤΟΧΗ ΘΡΑΥΣΗΣ (MPa)
IPS emax Press	430 MPa	95 GPa	2,5-3,0 MPa
IPS emax CAD	262±88 MPa	60 GPa	1,8-2,1 MPa
Initial LiSi Press	508 MPa		1,02±0,05 MPa
AMBRIA	550 MPa	70 GPa	
CELTRA PRESS	>500 MPa		0,74±0,03 MPa

CELTRA DUO	370MPa	107,9 GPa
nIce	350±50 MPa	104,9 GPa
SUPRINITY	420 MPa	
Amber Press	460 MPa	
Amber Mill	490 MPa	
Amber LiSi POZ	380 MPa	
Vintage LD Press	377 MPa	

(Πιν.3) Συνοπτικός πίνακας μηχανικών ιδιοτήτων των υλικών (38) (37) (39) (51) (40) (41) (42) (65) (64) (44) (47) (49) (48)

ΥΛΙΚΑ	ΕΤΑΙΡΙΑ	ΜΕΘΟΔΟΣ ΠΑΡΑΓΩΓΗΣ	ΠΡΟΣΘΕΤΗ ΘΕΡΜΙΚΗ ΚΑΤΕΡΓΑΣΙΑ	ΚΛΙΝΙΚΕΣ ΕΝΔΕΙΞΕΙΣ	ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΥΛΙΚΟΥ	ΜΕΓΕΘΟΣ ΚΡΥΣΤΑΛΛΩΝ	ΣΧΗΜΑ ΚΡΥΣΤΑΛΛΩΝ	ΕΠΙΠΕΔΟ ΔΙΑΠΕΡΑΤΟΤΗΤΑΣ
CELTRA PRESS	DENTSP LY SIRONA	ΘΕΡΜΟΣΥΜ ΠΙΕΣΗ		όψεις, ένθετα, επένθετα, στεφάνες	Πυριτικό λίθιο		Αιμοπεταλίων/ ,Πλακιδίων	LT, MT, HT
CELTRA DUO	DENTSP LY SIRONA	CAD-CAM	Τελική κρυσταλλική κατάσταση, δεν απαιτεί πρόσθετη θερμική κατεργασία	όψεις, ένθετα, επένθετα, στεφάνες, γέφυρες (έως 3-μονάδες)	Πυριτικό λίθιο	500-700nm	Στρογγυλό επίμηκες, στρογγυλό	LT, HT
Initial LiSi Press	GC	ΘΕΡΜΟΣΥΜ ΠΙΕΣΗ		όψεις, ένθετα, επένθετα, στεφάνες, γέφυρες (έως 3-μονάδες)	Διτυτιτικό λίθιο	1,0-1,5μm	Ράβδων, αιμοπεταλίων	LT, MT,HT,MO
nIce	Straumann	CAD-CAM	Τελική κρυσταλλική κατάσταση, δεν απαιτεί πρόσθετη θερμική κατεργασία	όψεις, ένθετα, επένθετα, στεφάνες, επιεμφυτευματικές στεφάνες	Αλουμινο-πυριτικό λίθιο		Βελόνας	LT, HT
SUPRINIT Y	VITA Zahnfabrik	CAD-CAM	Μερικώς κρυσταλλοποιημένη κατάσταση, απαιτεί πρόσθετη θερμική κατεργασία	όψεις, ένθετα, επένθετα, στεφάνες, επιεμφυτευματικές στεφάνες	Πυριτικό λίθιο-οξειδία ζirkονίου			HT, T
AMBRIA	VITA	ΘΕΡΜΟΣΥΜ		όψεις, ένθετα,	Πυριτικό			HT, T

	Zahnfabrik	ΠΙΕΣΗ		επένθετα, στεφάνες, γέφυρες (έως 3-μονάδες)	λίθιο-οξείδια ζirkονίου			
Vintage LD Press	SHOFU	ΘΕΡΜΟΣΥΜ ΠΙΕΣΗ		όψεις, ένθετα, επένθετα, στεφάνες, γέφυρες (έως 3-μονάδες)	Διπυριτικό Λίθιο	1,0-3,0μm		T, MT, LO,MO
Amber Press	HASS	ΘΕΡΜΟΣΥΜ ΠΙΕΣΗ		όψεις, ένθετα, επένθετα, στεφάνες, γέφυρες (έως 3-μονάδες)	Διπυριτικό Λίθιο		Ράβδων	LT, HT, MO
Amber Mill	HASS	CAD-CAM	Μερικώς κρυσταλλοποιημένη κατάσταση, απαιτεί πρόσθετη θερμική κατεργασία	όψεις, ένθετα, επένθετα, στεφάνες, γέφυρες (έως 3-μονάδες)	Διπυριτικό Λίθιο			LT, MT, HT, MO
Amber LiSi POZ	HASS	ΘΕΡΜΟΣΥΜ ΠΙΕΣΗ		επένδυση αποκαταστάσεων ζirkονίας	Διπυριτικό Λίθιο			LT, HT
IPS emax Press	IVOCLAR VIVADENT	ΘΕΡΜΟΣΥΜ ΠΙΕΣΗ		όψεις, ένθετα, επένθετα, στεφάνες, γέφυρες (έως 3-μονάδες), κολοβωμάτων-στηριγμάτων για σύνδεση με εμφυτεύματα τιτανίου, ολικών επιεμφυτευματικών στεφανών	Διπυριτικό Λίθιο	1,0-4,0μm	Βελόνας	LT, MT, HT, MO, HO, Impulse

IPS emax CAD	IVOCLA R VIVADE NT	CAD-CAM	Μερικώς κρυσταλλοποιημέ νη κατάσταση, απαιτεί πρόσθετη θερμική κατεργασία	όψεις, ένθετα, επένθετα, στεφάνες, γέφυρες (έως 3-μονάδες), κολοβωμάτων- στηριγμάτων για σύνδεση με εμφυτεύματα τιτανίου, ολικών επιεμφυτευμα- τικών στεφανών	Διπυριτικο ύ Λίθιο	1,5μm	LT, MT, HT, MO, Impulse
-------------------------	-----------------------------	---------	--	---	--------------------------	-------	----------------------------

(Πιν.4) Συνοπτικός πίνακας υλικών (38) (46) (37) (58) (59) (39) (22)

5.2 ΣΤΑΔΙΑ ΚΑΤΑΣΚΕΥΗΣ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗΣ ΜΕ ΘΕΡΜΟΣΥΜΠΙΕΣΗ

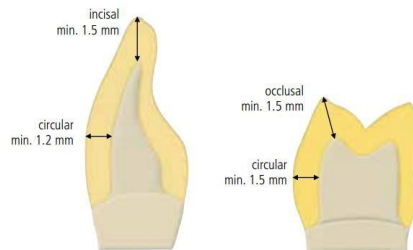
Η θερμοσυμπίεση αποτελεί μία από τις συμβατικές μεθόδους κατασκευής υαλοκεραμικών αποκαταστάσεων ενισχυμένα με διπυριτικό λίθιο. Η τεχνική της θερμοσυμπίεσης βασίζεται στην μέθοδο του χαμένου κεριού. Στην συνέχεια, θα αναλυθούν διεξοδικά τα στάδια κατασκευής αποκατάστασης με την μέθοδο της θερμοσυμπίεσης με υλικά της Ivoclar Vivadent Αρχικά, συνιστάται η κατασκευή ενός εκμαγείου με αφαιρούμενα τμήματα δηλαδή κινητά κολοβώματα. Τα κολοβώματα επαλείφονται με ειδική σκληρυντική ουσία επιτυγχάνοντας ανθεκτικότερη επιφάνεια, χωρίς πόρους και εσοχές. Η συγκεκριμένη ουσία θα πρέπει το πάχος της να είναι αμελητέο για να μην προκαλέσει αλλαγές στις διαστάσεις της αποκατάστασης. Έπειτα, η επιφάνεια της αποκατάστασης επαλείφεται με ειδικό επίχρισμα χώρου (spacer). Για όψεις, υπερένθετα και στεφάνες το βερνίκι χώρου εφαρμόζεται σε δύο στρώσεις με 1 mm απόσταση από το αυχενικό όριο. Για ένθετα, επένθετα μπορεί να εφαρμοστούν έως και τρεις επιστρώσεις μέχρι 1 mm από το αυχενικό όριο. Για γέφυρα τοποθετούνται δύο στρώσεις στα δόντια στηρίγματα και μία επιπλέον στρώση (τρεις στρώσεις) εσωτερικά των στηριγμάτων. Για κατασκευή επιεμφυτευματικών στηριγμάτων είναι παρόμοια με αυτή των φυσικών στηριγμάτων.

Έπειτα, η διαδικασία περιλαμβάνει την παρασκευή κέρινου προπλάσματος. Το στάδιο αυτό μπορεί να γίνει με δύο τρόπους είτε με την ενστάλαξη κεριού και δόμηση του προπλάσματος από τον ίδιο τον οδοντικό τεχνολόγο, είτε με την δημιουργία κέρινου προτύπου με μηχανοποιημένη σχεδίαση και κοπή (CAD-CAM). Στην διαδικασία κατασκευής του κέρινου προτύπου υπάρχουν τρεις τεχνικές:

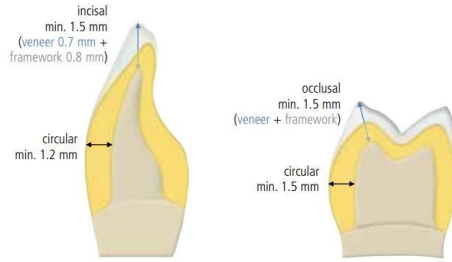
1. Στην πρώτη τεχνική (staining technique) το κεριό επενδύεται πλήρως σε όλο το περίγραμμα της αποκατάστασης (Εικ.15)
2. Τεχνική περικοπής (cut-back technique): το κεριό δομείται με μειωμένο πάχος στην περιοχή χειλικά και κοπτικά των προσθίων δοντιών και παρειακά, μασητικά των οπισθίων δοντιών. Στην συνέχεια η αποκατάσταση θερμοσυμπιέζεται και ολοκληρώνεται με την επίστρωση άλλου κεραμικού υλικού (IPS e.max Ceram) (Εικ.16)

3. Τεχνική επίστρωσης (layering technique): το κερύ επιστρώνεται με μειωμένο πάχος σε όλες τις περιοχές του δοντιού για να δημιουργήσει ένα πλαίσιο στήριξης για την δόμηση άλλων αισθητικών υλικών. (Εικ.17)

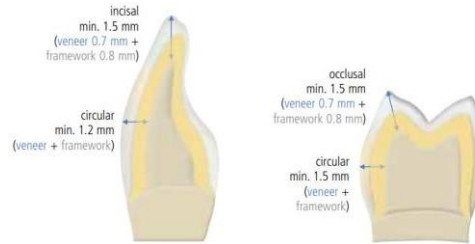
Για την δημιουργία μίας επιτυχημένης ολοκεραμικής αποκατάστασης σπουδαίο ρόλο έχει η διαμόρφωση ενός σωστού κέρινου προπλάσματος. Γενικός κανόνας στην δόμηση του κεριού είναι η αποφυγή οξειών γωνιών και άκρων και η απόδοση των υποδεικνυόμενων διαστάσεων σύμφωνα με τις οδηγίες του κατασκευαστή. Στην πρώτη τεχνική της πλήρους δόμησης το ελάχιστο πάχος σε πρόσθια στεφάνη υπολογίζεται στα 1,5 mm κοπτικά και 1,2 mm στο μέσο τριτημόριο, σε οπίσθια στεφάνη πρέπει να είναι μασητικά στα 1,5 mm και μέσο στα 1,5 mm (Εικ.1). Στην τεχνική της περικοπής (cut-back technique) σε πρόσθια στεφάνη το μέσο τριτημόριο απαιτεί ελάχιστο πάχος 1,2 mm, ενώ κοπτικά 0,8 mm σε οπίσθια στεφάνη υπολογίζεται στα 0,8 mm μασητικά και 1,5 mm στο μέσο. Στην τεχνική επίστρωσης (layering technique) σε πρόσθια στεφάνη κοπτικά είναι 0,8 mm και στο μέσο τριτημόριο είναι 0,6 mm ενώ σε οπίσθια στεφάνη μασητικά και μέσο τριτημόριο υπολογίζεται στα 0,8 mm. Επίσης, η παρασκευή του αυχενικού ορίου της αποκατάστασης θα πρέπει να είναι τύπου τοξοειδούς λοξοτόμησης (chamfer preparation) ή επίπεδου βάρους (shoulder preparation) με αποστρογγυλεμένη εσωτερική γωνία. Προσοχή, πρέπει να δίνεται στην χρήση μόνο οργανικών κεριών για να μην αφήνουν υπολείμματα κατά την αποκήρωση και να μην «μολύνουν» την αποκατάσταση. Επιπρόσθετα, ελέγχεται το πάχος του κεριού στο αυχενικό όριο, ώστε να μην ξεπερνά τις διαστάσεις. Τέλος, σε πλήρη ανατομική διαμόρφωση ειδικά στις μασητικές επιφάνειες το πάχος του κεριού θα πρέπει να διαμορφώνεται λεπτότερο αφού εφαρμόζονται χρωστικές (stain) και στοιβάδα εύτηκτης υάλου (glaze) που έχει ως αποτέλεσμα τις αυξημένες διαστάσεις επιφανείας.



(Εικ.15) Αναπαράσταση δόμησης κεριού σε στεφάνη στην πρώτης τεχνικής με ελάχιστο πάχος (66)



(Εικ.16) Αναπαράσταση δόμησης κεριού σε στεφάνη στην τεχνική περικοπής με ελάχιστο πάχος (66)



(Εικ.17) Αναπαράσταση δόμησης κεριού σε στεφάνη στην τεχνική επίστρωσης με ελάχιστο πάχος (66)

Η Ivoclar Vivadent διαθέτει πολυχρωματικά πλινθώματα (IPS e.max Press Multi) σε ένα μέγεθος και μονοχρωματικά (IPS e.max Press) σε δύο μεγέθη. Χρησιμοποιείται ένα πλινθωμα για κάθε δακτύλιο άρα το μέγεθος είναι ανάλογο με το βάρος του κεριού κάθε αποκατάστασης. Ωστόσο, τα δύο αυτά υλικά, το IPS emax Press Multi και το IPS e.max Press εμφανίζουν διαφορετικές τεχνικές επεξεργασίας καθώς απαιτούν διαφορετικό εξοπλισμό και πρόγραμμα θερμοσυμπίεσης.

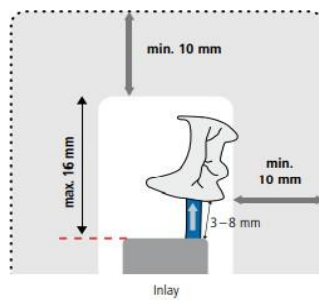
5.2.1 IPS e.max Press

5.2.1.1 Μονοχρωματικά πλινθώματα

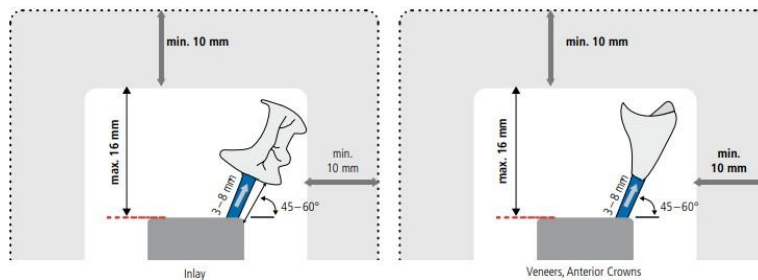
Αρχικό στάδιο για την προετοιμασία της αποκατάστασης για την επένδυση με πυρόχωμα αποτελεί, η τοποθέτηση αγωγών στο κέρινο πρόπλασμα. Οι αγωγοί οι οποίοι επιλέγονται για όλα τα είδη των αποκαταστάσεων έχουν πάχος 2,5-3,0 mm ενώ το μήκος τους μαζί με το κέρινο ομοίωμα δεν πρέπει να ξεπερνά τα 15-16 mm. Επιπρόσθετα, τοποθετούνται κοπτικά σε πρόσθια και μασητικά στο ογκωδέστερο σημείο του δοντιού. Η κλίση των αγωγών πρέπει να διευκολύνει την ομαλή ροή του κεραμικού υλικού και οι αγωγοί τοποθετούνται ευθεία στο κέρι, ενώ η κλίση του σημείου της σύνδεσης του αγωγού με την βάση είναι 45°-60°. Το σημείο σύνδεσης των αγωγών με την αποκατάσταση πρέπει να είναι ομαλή, αποστρογγυλεμένη και

κωνική. Η εργασία θα πρέπει να απέχει από τα τοιχώματα του ειδικού κυλίνδρου 10 mm και από το ελεύθερο άκρο του δακτυλίου 10 mm. Η απόσταση μεταξύ των αποκαταστάσεων θα πρέπει να κυμαίνεται στα 3 mm. (Εικ.18)

Ανάλογα με τον αριθμό και το μέγεθος των αποκαταστάσεων επιλέγεται και το μέγεθος του δακτυλίου. Το IPS Investment Ring System διατίθονται σε δύο μεγέθη της χωρητικότητας των 100 gr και των 200 gr, ωστόσο μόνο γέφυρες τοποθετούνται στον 200 gr δακτύλιο. Απαραίτητο, πριν την τοποθέτηση των αγωγών είναι η καταμέτρηση του βάρους της βάσης του δακτυλίου.



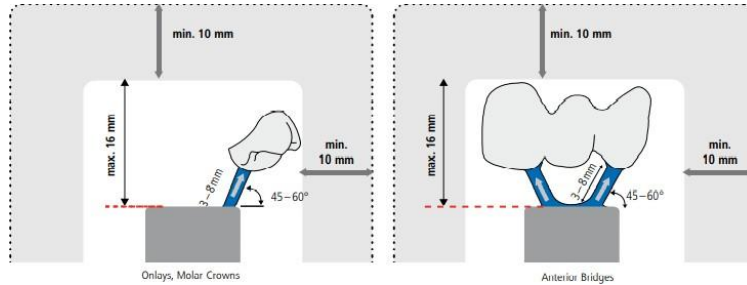
(Εικ.18) Προετοιμασμένο σύστημα ενθέτου σε δακτύλιο 100 gr για επένδυση με πυρόχωμα



(Εικ.19) Προετοιμασμένο σύστημα ενθέτου σε δακτύλιο 200 gr για επένδυση με πυρόχωμα (67)

(Εικ.20) Προετοιμασμένο σύστημα όψεως ή πρόσθιας στεφάνης σε δακτύλιο 200 gr για επένδυση με πυρόχωμα

(67)



(Εικ.21) Προετοιμασμένο σύστημα επενθέτου ή οπίσθιας στεφάνης σε δακτύλιο 200 gr για επένδυση με πυρόχωμα (67)

(Εικ.22) Προετοιμασμένο σύστημα γέφυρας σε δακτύλιο 200 gr για επένδυση με πυρόχωμα (67)

Πριν την επένδυση προσδιορίζεται το βάρος του συστήματος των κεριών με την βάση. Ο αριθμός αυτός καταγράφεται και αφαιρείται από το βάρος της βάσης που είχε σημειωθεί πριν την τοποθέτηση των αγωγών. Η διαφορά αυτή θα προσδιορίσει το μέγεθος του πλινθώματος (ingot). Για μέγιστο βάρος κεριών 0,75 gr χρησιμοποιείται μικρό πλίνθωμα και δακτύλιος 100 gr ή 200 gr. Για μέγιστο βάρος 1,7 gr χρησιμοποιείται το μεγάλο πλίνθωμα και δακτύλιος 200 gr.

Η εταιρία συνιστά την επένδυση της εργασίας με πυρόχωμα φωσφορικού τύπου IPS PressVEST Premium. Αρχικά, απομακρύνονται από τον ειδικό δακτύλιο τυχόν υπολείμματα και εφαρμόζεται απόλυτα και παράλληλα στην αντίστοιχη βάση. Προετοιμάζεται το επενδυτικό υλικό σύμφωνα με τις οδηγίες του κατασκευαστή οι αναλογίες για κάθε είδους αποκατάστασης είναι διαφορετικές. Η τοποθέτηση του πυροχώματος γίνεται προσεχτικά με την βοήθεια μικροεργαλείων έτσι ώστε να μην εγκλωβιστεί φυσαλίδα αέρος ειδικά σε ευαίσθητες περιοχές (εσωτερική επιφάνεια, αυλός διόδου βίδας σε επιεμφυτευματική αποκατάσταση, αυχενικό όριο). Απαγορεύεται η χρήση διαχωριστικών, απολυμαντικών ουσιών, ενώ συνιστάται η χρήση προστατευτικών μέσων για την αποφυγή εισπνοής σκόνης η οποία περιέχει χαλαζία.

Το σύστημα προετοιμάζεται για προθέρμανση, αφού έχει κρυσταλλωθεί το πυρόχωμα. Στην συνέχεια, η βάση του κυλίνδρου αφαιρείται με περιστροφική κίνηση και ο κύλινδρος σιλικόνης αποσπάται με προσοχή. Ελέγχεται η ελεύθερη επιφάνεια του κυλίνδρου και αφαιρούνται οι τραχιές επιφάνειες με ένα εργαλείο. Δεν θα πρέπει να παρεμβάλλονται υπολείμματα στην οπή δίοδο. Ανάλογα με το είδος του πυροχώματος η διαδικασία της προθέρμανσης μπορεί να είναι

διαφορετική. Υπάρχουν δύο μέθοδοι: η αργή ή συμβατική τεχνική και η γρήγορη (Πιν.5). Για να διασφαλιστεί η ακεραιότητα της διαδικασίας οι φούρνοι προθέρμανσης θα πρέπει να συντηρούνται, να ελέγχονται και να καθαρίζονται ανά τακτά χρονικά διαστήματα.

	Συμβατική μέθοδος	Γρήγορη μέθοδος
Ρύθμιση χρόνου	min: 30', max: 12 hrs	min: 30', max: 45'
Αρχική θερμοκρασία φούρνου	Θερμοκρασία δωματίου	850°C
Θέση δακτυλίου	Προς το οπίσθιο τοίχωμα με την προς τα κάτω	Προς το οπίσθιο τοίχωμα με την προς τα κάτω
Τελική θερμοκρασία	850°C	850°C
Χρόνος παραμονής στην τελική θερμοκρασία	100 gr δακτύλιος: min 45'	100 gr δακτύλιος: min 45'
Θερμοκρασία	200 gr δακτύλιος: min 60'	200 gr δακτύλιος: min 60'
IPS e.max Press ingots	-	-
IPS Alox Plunger	-	-

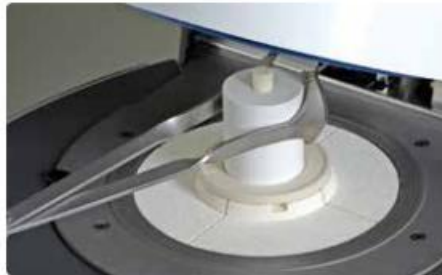
(Πιν.5) Διαφορές μεταξύ συμβατικής και γρήγορης μεθόδου (67)

Η προετοιμασία για την θερμοσυμπίεση ξεκινάει πριν την προθέρμανση του δακτυλίου για να έχει ολοκληρωθεί. Παρέχονται ένα πλινθώμα IPS e.max Press και ένα έμβολο IPS Alox. Το έμβολο βυθίζεται στην οπή της διαχωριστικής ουσίας (Εικ.23). Ύστερα, ενεργοποιείται ο φούρνος όπτησης για να ολοκληρωθεί ο αυτοέλεγχος και η προθέρμανση. Επιλέγεται το σωστό πρόγραμμα θερμοσυμπίεσης, αφαιρείται ο δακτύλιος επένδυσης από τον φούρνο προθέρμανσης και τοποθετείται στον φούρνο όπτησης. Στην συνέχεια, τοποθετούνται τα πλινθώματα στον δακτύλιο με την αποστρογγυλεμένη, μη αποτυπωμένη πλευρά (Εικ.24). Η αποτυπωμένη πλευρά είναι προς τα πάνω έτσι ώστε να ελέγχεται η απόχρωση του πλινθώματος. Τοποθετείται στον δακτύλιο το έμβολο με την πλευρά που έχει καλυφθεί με την διαχωριστική σκόνη (Εικ.25), ο δακτύλιος τοποθετείται στο θερμικό κέντρο του κλιβάνου και το επιλεγμένο πρόγραμμα ξεκινά (Εικ.26). Η διαδικασία αυτή πρέπει να γίνει μέσα σε 30 δευτερόλεπτα για να αποφευχθεί η απότομη ψύξη του δακτυλίου. Τέλος, όταν το πρόγραμμα ολοκληρωθεί ο δακτύλιος αφαιρείται και αποψύχεται με αργό ρυθμό (Εικ.27), (Εικ.28).



(Εικ.23) IPS e.max Press, IPS Alox Plunger σε θερμοκρασία περιβάλλοντος (67)

(Εικ.24) Το πλίνθωμα τοποθετείται στον δακτύλιο από την αποστρωγγυλεμένη και μη αποτυπωμένη πλευρά (67)



(Εικ.25) Το έμβολο τοποθετείται από την πλευρά η οποία έχει επικαλυφθεί με την σκόνη (67)

(Εικ.26) Το σύστημα του δακτυλίου τοποθετείται στο θερμικό κέντρο του φούρνου (67)



(Εικ.27) Το επιλεγμένο πρόγραμμα ξεκινάει (67)

(Εικ.28) Μόλις ολοκληρωθεί το πρόγραμμα, ο δακτύλιος αποψύχεται με αργό ρυθμό (67)

Μετά την αργή ψύξη του δακτυλίου (περίπου 60 λεπτά) σημειώνεται εξωτερικά το μήκος του εμβόλου (Εικ.29). Στο σημείο αυτό είναι ένωση του εμβόλου με το κεραμικό υλικό (Εικ.30), (Εικ.31) και με έναν δίσκο διαχωρίζεται. Ο μεγάλος όγκος του πυροχώματος αφαιρείται και καθαρίζεται προσεκτικά με αμμοβολή (αποφεύγεται η χρήση αμμοβολής αλουμίνιας ενώ συνίσταται η χρήση σφαιριδίων υάλου ή/και πλαστικού). Η αμμοβολή αρχικά είναι ρυθμισμένη σε πίεση 4 bar για την αφαίρεση μεγάλου όγκου (Εικ.32), (Εικ.33) και μετά για τον καθαρισμό λεπτών σημείων η πίεση μειώνεται στα 2 bar (Εικ.34), (Εικ.35).

Το πυρόχωμα IPS PressVEST Premium δημιουργεί επιφανειακά της αποκατάστασης ένα λεπτό στρώμα αντιδρώντων. Το στρώμα αυτό μπορεί να αφαιρεθεί, είτε με έναν μέσο

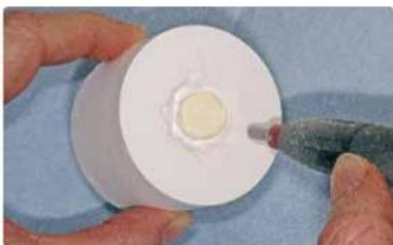
στίλβωσης, είτε με ένα ειδικό υγρό που περιέχει υδροφθορικό οξύ σε μεγάλη αραιώση (IPS e.max Press Invet Liquid). Το υγρό εκχύνεται σε ένα πλαστικό δοχείο και έπειτα τοποθετείται σε συσκευή υπερήχων για 10-30 λεπτά (Εικ.36), (Εικ.37). Αφαιρούνται τα υπολείμματα και το αντικείμενο καθαρίζεται σε τρεχούμενο νερό. Στην συνέχεια, προσεχτικά αφαιρείται το λευκό στρώμα αντίδρασης με αμμοβολή αλουμινίου σε πίεση 1-2 bar (Εικ.38), (Εικ.39). Το στρώμα αντίδρασης θα πρέπει να αφαιρείται πλήρως τόσο στην εξωτερική όσο και στην εσωτερική κοιλότητα. Εάν δεν αφαιρεθεί πλήρως το στρώμα ενδέχεται να δημιουργηθούν φυσαλίδες και να δημιουργήσουν πρόβλημα στα επόμενα στάδια στην συγκόλληση στρώματος αισθητικού υλικού ή κατά την εφύαλωση.



(Εικ.29) Σημειώνεται εξωτερικά το μήκος του εμβόλου (67)



(Εικ.30), (Εικ.31) Με ένα δίσκο διαχωρίζεται το σημείο το οποίο είναι η ένωση του εμβόλου με το πλίνθωμα (67)



(Εικ.32), (Εικ.33) Αμμοβολή αντικειμένου με πίεση 4 bar (67)



(Εικ.34), (Εικ.35) Αμμοβολή λεπτών σημείων με πίεση 2 bar (67)



(Εικ.36) Τελική διαμόρφωση ολοκεραμικών αποκαταστάσεων (67)



(Εικ.37), (Εικ.38) Αφαιρείται το επιφανειακό στρώμα με IPS e.max Press Invex Liquid σε συσκευή υπερήχων (67)



(Εικ.39), (Εικ.40) Το στρώμα αφαιρείται πλήρως με αμμοβολή αλουμινίου με πίεση 1-2 bar (67)

Για την κατεργασία, δηλαδή την λείανση και την στίλβωση της αποκατάστασης συνιστώνται ειδικά εργαλεία για κεραμικά υλικά. Κατά την κατεργασία, θα πρέπει να αποφεύγεται η υπερθέρμανση του κεραμικού υλικού. Αυτό επιτυγχάνεται με την διατήρηση χαμηλών στροφών και την άσκηση ελαφριάς πίεσης. Ο αγωγός κόβεται και το σημείο σύνδεσης του λειαίνεται. Γενικά θα πρέπει να ελέγχεται το πάχος της εργασίας και να διατηρείται στο

ελάχιστο (Εικ.42). Στο εκμαγείο θα πρέπει να αφαιρείται το σκληρυντικό και το επίχρισμα χώρου (spacer) για να προσαρμόζονται οι αποκαταστάσεις πλήρως στο κολόβωμα. Η μασητική επιφάνεια ελέγχεται σύμφωνα με την σύγκλιση και προσαρμόζεται ανάλογα. Η επιφάνεια αμμοβολείται με πίεση 1 bar και καθαρίζεται με συσκευή υπέρθερμων ατμών.



(Εικ.41) Διαχωρισμός των IPS e.max Press Multi με δίσκο διαχωρισμού (67)



(Εικ.42) Διαχωρισμός των IPS e.max Press με δίσκο διαχωρισμού (67)



(Εικ.43) Εφαρμογή της αποκατάστασης στο κολόβωμα (67)



(Εικ.44) Επεξεργασία με κατάλληλα εργαλεία λείανσης (67)

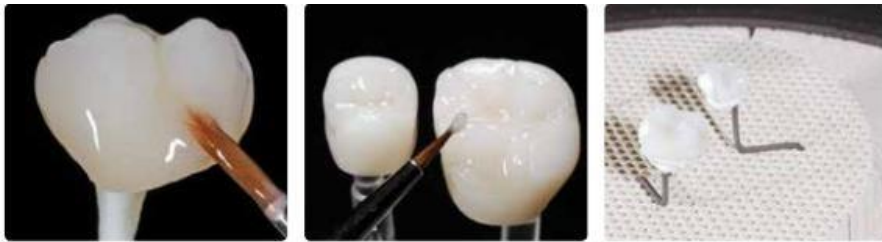
Ακολουθεί η εξωτερική χρώση για την απόδοση μεγαλύτερης φυσικότητας και ομοιότητας με τα φυσικά δόντια. Αρχικά, η αποκατάσταση καθαρίζεται σε υπέρθερμους ατμούς για την απομάκρυνση τυχόν υπολειμμάτων, για καλύτερη πρόσφυση των χρωστικών ουσιών η επιφάνεια διαβρέχεται με μικρή ποσότητα υγρού μίξης IPS Ivocolor Mixing Liquid. Για πιο έντονη απόδοση των χρωστικών δεν εφαρμόζεται παχύτερο στρώμα αλλά το πρώτο τμήμα χρωστικών ψήνεται και μετά επαναλαμβάνεται η διαδικασία. Με την τοποθέτηση χρωστικών μπορούν να αποδοθούν απομίμηση ρωγμών, απασβεστιώσεων, κηλίδων. Τέλος, μετά την όπτηση η αποκατάσταση αφαιρείται από τον κλίβανο και αφήνεται να αποκτήσει την θερμοκρασία περιβάλλοντος.



(Εικ.45) Εφαρμογή χρωστικών ουσιών στο μασητικό τεταρτημόριο (67)

(Εικ.46) Ενίσχυση χρώματος στην γλωσσική επιφάνεια (67)

Κατά την εφυάλωση η ουσία τοποθετείται με ομοιόμορφο τρόπο στην επιφάνεια την αποκατάστασης (Εικ.47), (Εικ.48). Έπειτα ακολουθεί όπτηση και με την ολοκλήρωση της η αποκατάσταση αφαιρείται από τον φούρνο όπτησης και αφήνεται να ψυχθεί.



(Εικ.47), (Εικ.48) Εφαρμογή εφυαλώματος (67)

(Εικ.49) Τοποθέτηση των αποκαταστάσεων στην βάση για όπτηση (67)

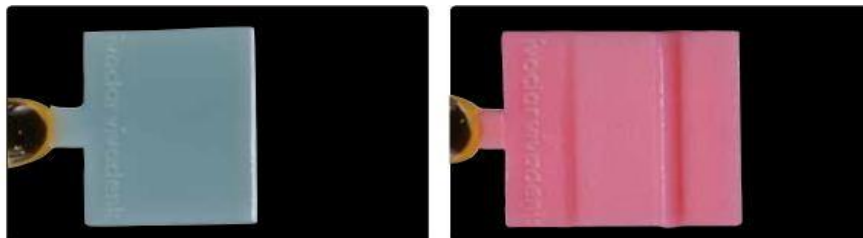
5.2.2 IPS e.max Press Multi

5.2.2.1 Πολυχρωματικά πλινθώματα

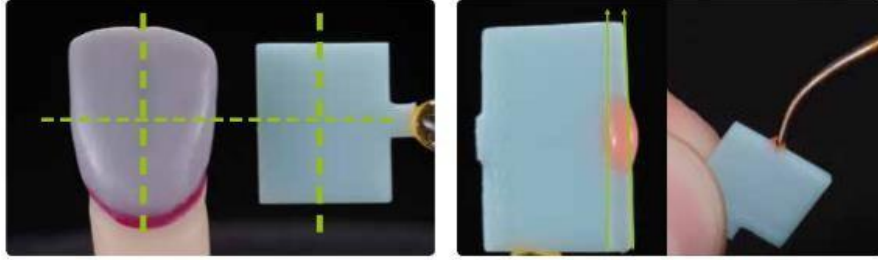
Το IPS e.max Press Multi δίνει την δυνατότητα στην κατασκευή πολυχρωματικών μονολιθικών αποκαταστάσεων με διαβαθμισμένη ημιδιαφάνεια. Για να επιτευχθεί αυτή η διαβάθμιση εφαρμόζεται μία ειδική μέθοδος στην οποία ο αγωγός για την αποκήρωση και την χύτευσή του τοποθετείται πλάγια στο κέρινο πρότυπο. Με αυτόν τον τρόπο επιτυγχάνεται η πλευρική έξοδος του κεριού και η δίοδος του κεραμικού υλικού από την βάση του δακτυλίου στο καλούπι της αποκατάστασης. Αρχικά, επιλέγεται το μέγεθος του προκατασκευασμένου αγωγού.

1. IPS Multi Wax Pattern Form A (πράσινο): για μεγαλύτερες αποκαταστάσεις όπως πρόσθιες στεφάνες άνω γνάθου, οπίσθιες στεφάνες, γέφυρες (Εικ.50)
2. IPS Multi Wax Pattern Form B (ροζ): για πιο ευαίσθητες στενές αποκαταστάσεις όπως πρόσθιες στεφάνες κάτω γνάθου (Εικ.51)

Ο αγωγός χύτευσης ανεξαρτήτως μεγέθους τοποθετείται παράλληλα με τους διαμήκεις άξονες και ευθυγραμμίζεται κάθετα με το κέντρο του κέρινου ομοιώματος (Εικ.52). Προσοχή πρέπει να δίνεται έτσι ώστε να μην παραμορφώνεται το γεωμετρικό σχήμα του αγωγού κατά την ένωση του με το πρόπλασμα. Έπειτα, το IPS Multi Wax Pattern Form θα πρέπει να είναι ευθυγραμμισμένο με την μικρή, στενή και κωνική πλευρά προς την κοπτική ή μασητική περιοχή της αποκατάστασης (Εικ.53). Τοποθετείται μικρή ποσότητα μαλακού κεριού στο μέσο του αγωγού και πιέζεται ελαφρώς στην αποκατάσταση ενώ ο αγωγός παραλληλίζεται προς την χειλική/παρειακή επιφάνεια με τέτοιο τρόπο έτσι ώστε να μην προσκρούσει το κεραμικό υλικό άμεσα στην μήτρα (Εικ.54), (Εικ.55). Ιδιαίτερη προσοχή πρέπει να δίνεται στο σημείο σύνδεσης του αγωγού με το κέρινο πρόπλασμα. Το σημείο σύνδεσης θα πρέπει να ενισχύεται με λίγο σκληρό κέρι χυτών (Εικ.56) και δεν θα πρέπει να δημιουργεί μεγάλο πάχος (Εικ.59), ενώ θα πρέπει να δημιουργεί μία αποστρογγυλεμένη σύνδεση χωρίς αιχμηρές άκρες (Εικ.58) και να είναι απομακρυσμένο από το αυχενικό όριο της αποκατάστασης (Εικ.57).

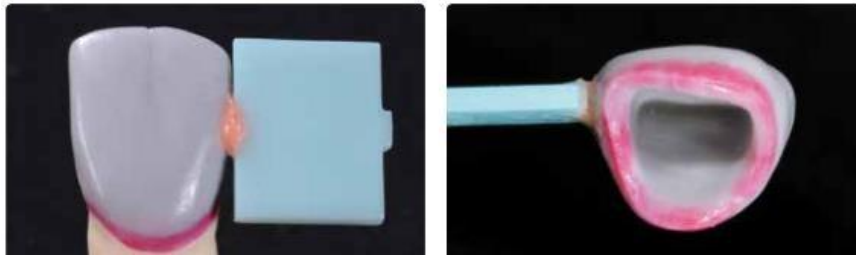


(Εικ.50) IPS Multi Wax Pattern Form A (πράσινο) (67) (Εικ.51) IPS Multi Wax Pattern Form B (ροζ) (67)



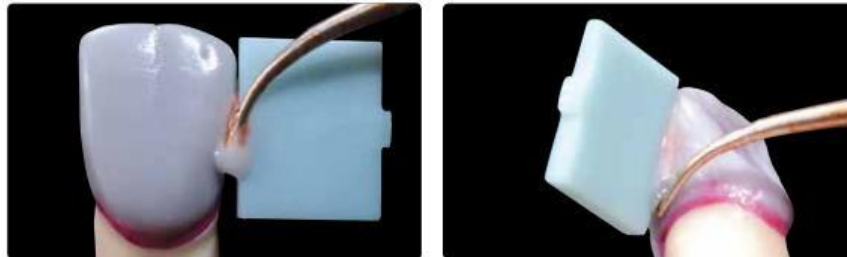
(Εικ.52) Ο αγωγός τοποθετείται παράλληλα στους διαμήκεις άξονες και ευθυγραμμίζεται κάθετα στο κέντρο της αποκατάστασης (67)

(Εικ.53) Ευθυγραμμίζεται με την μικρή, στενή, κωνική πλευρά προς την κοπτική ή μασητική περιοχή της αποκατάστασης και τοποθετείται μικρή ποσότητα μαλακού κεριού (67)



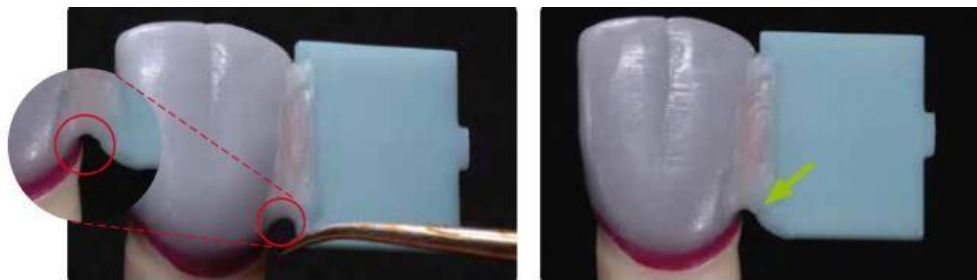
(Εικ.54) Η χύτευση πραγματοποιείται από το μέσο τριτημόριο και ο αγωγός τοποθετείται πλευρικά της αποκατάστασης (67)

(Εικ.55) Το IPS Multi Wax Pattern τοποθετείται με τέτοιο τρόπο έτσι ώστε να μην προσκρούσει το κεραμικό υλικό άμεσα στην μήτρα (67)



(Εικ.56) Το σημείο σύνδεσης ενισχύεται με κεριό ενθέτων (67)

(Εικ.57) Προσοχή πρέπει να δίνεται στο αυχενικό όριο ώστε να μην τροποποιηθεί (67)



(Εικ.58) Το σημείο σύνδεσης θα πρέπει να είναι αποστρογγυλεμένο, ομαλό, χωρίς αιχμηρές άκρες (67)

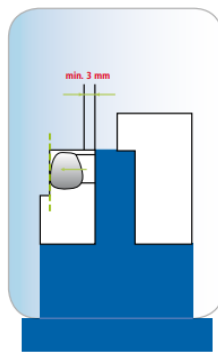
(Εικ.59) Το κέρι ενθέτων τοποθετείται με τέτοιο τρόπο 'έτσι ώστε να μην προσθέτει πάχος στην σύνδεση (67)

Αφού έχουν τοποθετηθεί οι ειδικοί αγωγοί χύτευσης στην αποκατάσταση ακολουθεί η τοποθέτηση της εργασίας στον δακτύλιο και η προετοιμασία για την επένδυση. Ως δακτύλιος χρησιμοποιείται ο IPS Multi Investment Ring Base 200 gr και θα πρέπει να ληφθούν υπόψη οι ακόλουθες οδηγίες. Αρχικά, πρέπει να καλυφθούν τα αχρησιμοποίητα ανοίγματα στην βάση του δακτυλίου με αρκετή ποσότητα κεριού (Εικ.60). Εάν χρησιμοποιηθεί μικρή ποσότητα κεριού μπορεί να αναπτυχθούν ρωγμές κατά την αφαίρεση της βάσης από τον δακτύλιο. Εφαρμόζεται μικρή ποσότητα μαλακού κεριού στην οπή που θα χρησιμοποιηθεί και τοποθετείται το κέρινο ομοίωμα με το IPS Multi Wax Pattern με την κοπτική/μασητική επιφάνεια στραμμένη προς την βάση (Εικ.61). Επίσης, κλείνεται με μικρή ποσότητα κεριού το κενό μεταξύ του IPS Multi Wax Pattern και της βάσης του δακτυλίου IPS Multi Investment Ring Base (Εικ.64). Στην συνέχεια, ελέγχεται η θέση του προτύπου με έναν ειδικό οδηγό (IPS Multi Sprue Guide) (Εικ.63). Απαραίτητο είναι σε μεγάλες αποκαταστάσεις να μειώνεται το μήκος του IPS Multi Wax Pattern, ωστόσο, εργασίες άνω των 12 mm δεν είναι αποδεκτές. Η απόσταση της βάσης του δακτυλίου από το κέρινο ομοίωμα θα πρέπει να είναι τουλάχιστον 3 mm (Εικ.62). Τέλος ζυγίζεται η βάση με την εργασία και υπολογίζεται συνολικά το βάρος των κεριών τα οποία δεν πρέπει να υπερβαίνουν το 1gr.



(Εικ.60) Καλύπτονται οι αχρησιμοποίητες οπές με επαρκή ποσότητα μαλακού κεριού (67)

(Εικ.61) Εφαρμόζεται μικρή ποσότητα μαλακού κεριού και τοποθετείται η εργασία με την κοπτική/μασητική επιφάνεια στραμμένη προς την βάση του δακτυλίου. (67)



(Εικ.62) Η απόσταση της βάσης του δακτυλίου από το κέρινο ομοίωμα θα πρέπει να είναι τουλάχιστον 3 mm (67)



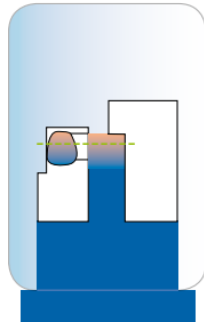
(Εικ.63) Με την βοήθεια του οδηγού (IPS Multi Sprue Guide) υπολογίζεται η θέση της αποκατάστασης (67)



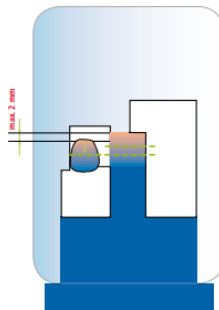
(Εικ.64) Το κενό μεταξύ της βάσης και του IPS Multi Wax Pattern θα πρέπει να σφραγίζεται με μικρή ποσότητα κεριού (67)

(Εικ.65) Προετοιμασμένη βάση δακτυλίου για επένδυση με πυρόχωμα (67)

Με την μετατόπιση του IPS Multi Wax Pattern και της εργασίας πάνω στην βάση του δακτυλίου δίνεται η δυνατότητα ρύθμισης της αναλογίας της οδοντίνης και αδαμαντίνης. Ειδικότερα η μετακίνηση της αποκατάστασης προς τα κάτω κατά μήκος της βάσης του δακτυλίου αυξάνει την αδαμαντίνη (Εικ.66),(Εικ.67).



(Εικ.66) Ουδέτερη θέση: Η εργασία ενώνεται στο κέντρο του IPS Multi Wax Pattern και τοποθετείται στο άνοιγμα της βάσης του δακτυλίου (67)



(Εικ.67) Αυξημένο ποσοστό αδαμαντίνης: Το κέρινο ομοίωμα ενώνεται στο κέντρο του IPS Multi Wax Pattern. Έπειτα, τοποθετείται στην οπή της βάσης και σύρεται κατά μήκος προς τα κάτω (μέγιστη μετατόπιση 2 mm). Το IPS Multi Wax Pattern διαμορφώνεται ανάλογα με την μετατόπιση. (67)

Το κέρινο πρότυπο και το IPS Multi Investment Ring Base είναι έτοιμα για την επένδυση με πυρόχωμα (Εικ.68). Στο στάδιο της επένδυσης η έγχυση του πυροχώματος θα πρέπει να πραγματοποιηθεί με κάποιο κατάλληλο εργαλείο και να είναι αργή και προσεκτική για να μην εγκλωβιστεί αέρας σε κάποιο ευαίσθητο σημείο της αποκατάστασης (Εικ.69). Ειδικότερα, προσοχή πρέπει να δοθεί στις εσωτερικές επιφάνειες των στεφανών και στις οπές διόδου των βιδών εάν πρόκειται για επιεμφυτευματικό κολόβωμα (Εικ.70). Τοποθετείται ο δακτύλιος, ο οποίος θα πρέπει να είναι καθαρός και να είναι στο ίδιο επίπεδο με την βάση του (Εικ.71).

Παράλληλα, ο δακτύλιος επενδύεται μέχρι την ειδική σήμανση και πιέζεται με τον μετρητή IPS Ring Gauge, ενώ η περίσσεια επενδυτικού υλικού διαφεύγει από το σύστημα (Εικ.72), (Εικ.73), (Εικ.74).



(Εικ.68) Βάση δακτυλίου και κέρινο ομοίωμα προετοιμασμένα για επένδυση (67)

(Εικ.69) Προσεκτική επένδυση των μασητικών και των κοπτικών επιφανειών (67)



(Εικ.70) Προσεκτική τοποθέτηση μικρής ποσότητας πυροχώματος στις εσωτερικές επιφάνειες των ομοιωμάτων (67)

(Εικ.71) Προσεκτική τοποθέτηση του ειδικού δακτυλίου παράλληλα με την βάση του (67)

(Εικ.72) Έγχυση του υλικού επένδυσης (67)



(Εικ.73),(Εικ.74),(Εικ.75) Έγχυση του υλικού μέχρι την ειδική σήμανση του δακτυλίου, τοποθέτηση του IPS Ring Gauge και απομάκρυνση της περίσσειας του πυροχώματος (67)

Μετά την επένδυση του δακτυλίου με πυρόχωμα και την κρυστάλλωση του αφαιρείται η βάση του δακτυλίου (Εικ.78), ο δακτύλιος σιλικόνης (Εικ.77) και ο μετρητής (IPS Ring Gauge) (Εικ.76). Ο δακτύλιος τοποθετείται στο φούρνο προθέρμανσης και ακολουθεί η προθέρμανση,

η αποκήρωση του (Εικ.79). Παράλληλα, ενεργοποιείται ο κλίβανος όπτησης για να ολοκληρώσει τον έλεγχο και την προθέρμανση. Η διαδικασία προθέρμανσης του δακτυλίου, θερμοσυμπίεσης και επεξεργασίας είναι παρόμοια με τα μονοχρωματικά πλινθώματα. (66) (67) (68)



(Εικ.76) Ο μετρητής αποσπάται με περιστροφική κίνηση (67)

(Εικ.77) Ο κύλινδρος σιλικόνης αποσπάται με προσοχή (67)

(Εικ.78) Η βάση του κυλίνδρου αποσπάται με περιστροφική κίνηση (67)



(Εικ.79) Ο κύλινδρος τοποθετείται στον φούρνο με την οπή προς τα κάτω (67)



(Εικ.80) Επιλέγεται το επιθυμητό πρόγραμμα ενώ παρέχεται IPS Multi One-Way Plunger, IPS Alox Plunger και IPS e.max Press Multi σε θερμοκρασία δωματίου. (67)

(Εικ.81) Αρχικά, στον κύλινδρο τοποθετείται το πολυχρωματικό πλινθώμα. (67)



(Εικ.82) Στην συνέχεια, τοποθετείται το έμβολο IPS Multi One-Way Plunger (67)



(Εικ.83) Τέλος, τοποθετείται το έμβολο IPS Alox Plunger (67)



(Εικ.84) Το σύστημα τοποθετείται στο θερμικό κέντρο του φούρνου όπτησης και ξεκινά το πρόγραμμα. (67)



(Εικ.85) Όταν το πρόγραμμα ολοκληρωθεί ο δακτύλιος αποσπάται και ψύχεται με αργό ρυθμό (περίπου 60 λεπτά). (67)



(Εικ.86) Ο δακτύλιος σημειώνεται 30 mm από την βάση του και κόβεται με δίσκο. (67)



(Εικ.87) Στο σημείο αυτό διαχωρίζεται το πυρόχωμα. (67)



(Εικ.88), (Εικ.89) Η αποκατάσταση αμμοβολείται με πίεση 4 bar για την αφαίρεση μεγάλου όγκου πυροχώματος.

(67)



(Εικ.90) Για τον καθαρισμό των λεπτών σημείων η πίεση στην αμμοβολή μειώνεται στα 2 bar. (67)

(Εικ.91) Τελική διαμόρφωση της αποκατάστασης. (67)

5.3 ΣΤΑΔΙΑ ΚΑΤΑΣΚΕΥΗΣ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗΣ ΜΕ ΜΗΧΑΝΟΠΟΙΗΜΕΝΗ ΚΟΠΗ

Σε πολλούς επιστημονικούς κλάδους όπως και στην οδοντική τεχνολογία πολλά στάδια παραγωγής λόγω της ανάπτυξης της τεχνολογίας έχουν αυτοματοποιηθεί. Έτσι, η τεχνική CAD-CAM αποτελεί την πιο σύγχρονη μέθοδο παραγωγής ολοκεραμικών συστημάτων ενισχυμένα με διπυριτικό λίθιο. Θα περιγραφθούν εδώ τα στάδια κατασκευής αποκατάστασης με μηχανοποιημένη σχεδίαση και κοπή.

Όλα τα συστήματα υλικών τα οποία κατασκευάζονται με την τεχνική CAD-CAM ακολουθούν τα ίδια στάδια παραγωγής. Η διαδικασία παραγωγής αποτελείται από την σάρωση, την σχεδίαση και την παραγωγή της αποκατάστασής. Η έναρξη της παραγωγής πραγματοποιείται με την σάρωση και την ψηφιοποίηση ενός αποτυπώματος ή της στοματικής κοιλότητας του ασθενή ή ενός συμβατικού εκμαγείου με κινητά τμήματα. Τα κολοβώματα της αποκατάστασης δεν χρειάζονται κάποια προετοιμασία με επάλειψη σκληρυντικής ουσίας και ειδικού επιχρίσματος χώρου (spacer). Στην συνέχεια, αφού η γεωμετρική επιφάνεια έχει μετατραπεί σε ένα σύνολο ψηφιακών δεδομένων ακολουθεί ο σχεδιασμός της αποκατάστασης σε κάποιο ειδικό λογισμικό σχεδιασμού. Γενικός κανόνας, για την σχεδίαση και την διευκόλυνση των

κοπτικών μηχανημάτων είναι η αποφυγή εσοχών και οξειών γωνιών. Επίσης, το αυχενικό όριο θα πρέπει να παρασκευάζεται είτε με τύπο τοξοειδούς λοξοτόμησης, είτε επίπεδο βάθρο με αποστρογγυλεμένη εσωτερική γωνία, 1mm τουλάχιστον. Το ελάχιστο πάχος των αποκαταστάσεων οι οποίες κατασκευάζονται με την τεχνική CAD-CAM θα πρέπει να σχεδιάζονται 0,1-0,2 mm μεγαλύτερες από τις αποκαταστάσεις οι οποίες κατασκευάζονται με την μέθοδο της θερμοσυμπίεσης. Για παράδειγμα, σε όψεις με την τεχνική της θερμοσυμπίεσης αυχενικά και χειλικά το ελάχιστο πάχος είναι 0,3 mm και κοπτικά είναι 0,4 mm, ενώ στην μέθοδο CAD-CAM είναι αυχενικά και χειλικά 0,4-0,5 mm και κοπτικά 0,5 mm.

Τελικό στάδιο είναι η μεταφορά αυτών των ψηφιακών δεδομένων της σχεδιασμένης αποκατάστασης στο λογισμικό του κοπτικού μηχανήματος για την παραγωγή του. Τα υαλοκεραμικά διπυριτικού λιθίου βρίσκονται σε μορφή blocks και μπορεί να είναι είτε σε πλήρη κρυσταλλική κατάσταση όπως τα υλικά: n!ce Straumann (Εικ.93), CELTRA DUO DENTSPLY SIRONA, είτε να είναι μερικώς κρυσταλλωμένα όπως : IPS e.max CAD Ivoclar Vivadent (Εικ.92), SUPRINITY VITA, Amber Mill HASS. Τα υλικά τα οποία είναι μερικώς κρυσταλλωμένα (Εικ.94) μετά την κοπή τους απαιτούν πρόσθετη θερμική κατεργασία, για το IPS e.max CAD της Ivoclar Vivadent γίνεται στους 850°C . Τα υλικά αυτά λόγω της κρυσταλλικής τους κατάστασης έχουν μειωμένες μηχανικές ιδιότητες προστατεύοντας τις εγγλυφίδες των κοπτικών από την φθορά καθώς και την υπερθέρμανση του ίδιου του υλικού.



(Εικ.92) Μερικώς κρυσταλλωμένα blocks IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent (69)



(Εικ.93) Πλήρως κρυσταλλωμένα blocks nice, Straumann (70)



(Εικ.94) Μερικώς κρυσταλλωμένη αποκατάσταση μετά την κοπή της (69)

Στην συνέχεια, μετά την κοπή της αποκατάστασης ακολουθεί η κατεργασία της δηλαδή η εφαρμογή, η λείανση και η στίλβωση της με ειδικά εργαλεία. Έπειτα, η αποκατάσταση καθαρίζεται με προσοχή σε λουτρό υπερήχων ή σε υπέρθερμους ατμούς. Για την απόδοση μεγαλύτερης φυσικότητας του δοντιού χρησιμοποιούνται χρωστικές ουσίες και ακολουθεί όπτηση της εργασίας σε φούρνο πορσελάνης. Τέλος, στην αποκατάσταση επιστρώνεται ιδανική στιβάδα εύτηκτης υάλου και ακολουθεί η εφυάλωση έτσι όπως υποδεικνύει ο κατασκευαστής (Εικ.95). (71) (70) (69) (36)



(Εικ.95) Πλήρως κρυσταλλωμένη στεφάνη (69)

5.4 ΜΗΧΑΝΙΚΕΣ ΚΑΙ ΦΥΣΙΚΕΣ ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ

Οι μηχανικές και φυσικές είναι ιδιότητες οι οποίες περιγράφουν την συμπεριφορά ενός υλικού. Όλα τα στερεά αποτελούνται από στοιχειώδεις δομικές μονάδες όπως είναι τα άτομα. Οι δομικές μονάδες αυτές συγκρατούνται μεταξύ τους με δυνάμεις συνοχής και αντιστέκονται στην επίδραση εξωτερικών δυνάμεων και ροπών, οι οποίες τείνουν να προκαλέσουν παραμορφώσεις ή και θραύσεις. Παραμόρφωση ονομάζεται κάθε μεταβολή που μπορεί να υποστεί ένα στερεό σώμα. Επίσης, διακρίνονται σε απλές και σύνθετες ανάλογα με τον τρόπο με τον οποίο ασκούνται οι δυνάμεις.

Οι αποκαταστάσεις στο στοματικό περιβάλλον εκτίθενται σε μηχανικές, θερμικές και χημικές προκλήσεις όπως είναι το pH, η σίελος και η μηχανική φόρτιση. Λόγω αυτών των προκλήσεων απαιτείται συνεχή μελέτη, ανάπτυξη των υλικών και των φυσικών νόμων που τους διέπουν. Η γνώση αυτών των χαρακτηριστικών από τις επιστημονικές ομάδες βοηθά στην ορθή χρήση αυτών των σωμάτων, στην σωστή σχεδίαση μίας αποκατάστασης και στην ελαχιστοποίηση των αστοχιών. Σημαντικές μηχανικές και φυσικές ιδιότητες αποτελούν η αντοχή στην κάμψη, η δυσθραυστότητα και το μέτρο της ελαστικότητας. Οι μηχανικές ιδιότητες των υαλοκεραμικών εξαρτώνται από παράγοντες όπως είναι η μορφολογία των κρυστάλλων, η μικροδομή, η χημική σύνθεση, η αναλογία κρυστάλλων/υάλου κ.α. Στην συνέχεια, θα αναλυθούν και θα συγκριθούν οι ιδιότητες των υαλοκεραμικών υλικών ενισχυμένα με διπυριτικό λίθιο κατασκευασμένα με την μέθοδο της θερμοσυμπίεσης και της μηχανοποιημένης κοπής. (72) (73) (74)

5.4.1 ΑΝΤΟΧΗ ΣΤΗΝ ΚΑΜΨΗ

Κάμψη ονομάζεται η κατάσταση μίας δοκού στην οποία ασκούνται δυνάμεις ή ροπές κάθετης διεύθυνσης ως προς τον άξονά της. Στην δοκό από την πλευρά που ασκούνται δυνάμεις προκαλείται θλίψη, ενώ από την αντίθετη πλευρά δημιουργείται εφελκυσμός. Αντοχή στην κάμψη χαρακτηρίζεται η ιδιότητα των υλικών να αντιστέκονται στην παραμόρφωση και αντιπροσωπεύει την ικανότητα ανοχής τους στην δύναμη μάρσησης. (73) (72) (74)

Η μέθοδος παρασκευής υαλοκεραμικών αποκαταστάσεων με διπυριτικό λίθιο μπορεί να επηρεάσει το μέγεθος της αντοχής στην κάμψη. Στα υαλοκεραμικά η αντοχή στην κάμψη

σχετίζεται άμεσα με την μικροδομή του υλικού και τον τύπο της ημιδιαφάνειας τους. Η μικροδομή και οι ιδιότητες των υαλοκεραμικών σχετίζονται με τον μηχανισμό της πυρηνοποίηση και κρυστάλλωσης. Ωστόσο, χρησιμοποιούνται διαφορετικοί παράγοντες πυρηνοποίησης και σε διαφορετικές αναλογίες. Ειδικότερα, η αύξηση αυτών των οξειδίων έδειξε αύξηση της πυκνότητας κρυστάλλωσης και μείωση έκτασης ανάπτυξης τους (75). Για να αποδωθεί η επιθυμητή φωτοδιαπερατότητα χρησιμοποιούνται πρόσθετα οξείδια τα οποία δρουν σαν παράγοντες πυρηνοποίησης. (75) (76) Η απόδοση κατάλληλης ημιδιαφάνειας στις αποκαταστάσεις είναι απαραίτητη και σχετίζεται άμεσα με το μέγεθος των κρυστάλλων, καθώς και την αναλογία κρυσταλλικής φάσης και υάλου (75).

Μελέτες οι οποίες πραγματοποιήθηκαν έχουν αποδείξει ότι οι αποκαταστάσεις οι οποίες παρασκευάστηκαν με διαφορετικές μεθόδους έχουν παρόμοιες αντοχές στην κάμψη. Επιπρόσθετα, ο τύπος φωτοδιαπερατότητας επηρέασε σε μεγαλύτερο βαθμό τις αποκαταστάσεις κατασκευασμένες με την μέθοδο της μηχανοποιημένης κοπής. (76) Ωστόσο, άλλη έρευνα έδειξε ότι εργασίες κατασκευασμένες με την τεχνική του CAD-CAM έχουν υψηλότερη αντοχή στην κάμψη συγκριτικά με τις αποκαταστάσεις οι οποίες παρασκευάστηκαν με την μέθοδο της θερμοσυμπίεσης. (77) (69)

5.4.2 ΔΥΣΘΡΑΥΣΤΟΤΗΤΑ

Η δυσθραυστότητα είναι η ικανότητα ενός υλικού να απορροφά ενέργεια μέχρι την θραύση του και υπολογίζεται από το εμβαδόν της επιφάνειας του διαγράμματος τάσης/παραμόρφωσης. Τα υλικά τα οποία η πλαστική περιοχή του διαγράμματος είναι μεγάλη χαρακτηρίζονται όλκιμα, ενώ τα υλικά όπως τα κεραμικά τα οποία θραύονται πριν την μόνιμη παραμόρφωση είναι εύθραυστα - ψαθυρά (73) (74) . Ουσιαστικά, υποδηλώνεται η χαμηλή αντίσταση του υλικού κατά την διάδοση μίας ρωγμής. (72) (74) (78) Η μηχανική αποτυχία αυτή συνδέεται άμεσα με την δημιουργία ρωγμών και την ύπαρξη ατελειών στο σώμα του υλικού. Η γνώση αυτής της φυσικής ιδιότητας βοηθά στον υπολογισμό της απορρόφησης ενέργειας από το ίδιο το υλικό μετρώντας την αντοχή στην άσκηση τάσης. (79)

Τα υαλοκεραμικά διπυριτικού λιθίου ανεξαρτήτως μεθόδου παραγωγής παρουσιάζουν παρόμοιες κλινικές εφαρμογές, ωστόσο έχουν διαφορά στις φυσικές και μηχανικές ιδιότητες. Η διαφορά της αντοχής στην θραύση οφείλεται στην μέθοδο παραγωγής, επεξεργασίας και

στην μικροδομή των υλικών (80). Επιπρόσθετα, στην μικροδομή των κεραμικών παρουσιάζονται ατέλειες, όπως πόροι, κατανεμημένες διάσπαρτα προκαλώντας διακυμάνσεις στην αντοχή. (79) Πραγματοποιήθηκαν *in vitro* μελέτες και απέδειξαν ότι τα υαλοκεραμικά κατασκευασμένα με την μέθοδο της θερμοσυμπίεσης έχουν μεγαλύτερη αντοχή στην θραύση. Στην μέθοδο παραγωγής αυτή η ανάπτυξη κρυστάλλων με συγκεκριμένη διάταξη, μέγεθος καθώς και η χαμηλότερη ποσότητα υαλώδους φάσης αποτρέπουν την δημιουργία καταγμάτων και κατά συνέπεια αυξάνεται η αντοχή. Ειδικότερα, στην συγκεκριμένη έρευνα η οποία χρησιμοποίησε υλικά της εταιρίας Ivoclar Vivadent έδειξε ότι το IPS e.max Press είχε δυσθραυστότητα $2.50 \pm 0.31 \text{ MPa m}^{1/2}$ και το IPS e.max CAD είχε $1.79 \pm 0.26 \text{ MPa m}^{1/2}$. (81)

5.4.3 ΜΕΤΡΟ ΕΛΑΣΤΙΚΟΤΗΤΑΣ

Το μέτρο ελαστικότητας ή μέτρο του Young αποτελεί μία από τις θεμελιώδεις ιδιότητες των υλικών και ορίζεται από τον λόγο της δύναμης η όποια εφαρμόζεται ως προς την παραμόρφωση του σώματος. Η ιδιότητα αυτή εξαρτάται από την φύση του υλικού και σχετίζεται με την ακαμψία του, δηλαδή όσο πιο δύσκαμπτο χαρακτηρίζεται ένα σώμα τόσο μεγαλύτερη είναι η τιμή του μέτρου ελαστικότητας. (72) (73) (74)

Πραγματοποιήθηκαν πολλές *in vitro* δοκιμές για τον προσδιορισμό του μέτρου ελαστικότητας σε υαλοκεραμικά ενισχυμένα με διπυριτικό λίθιο. Οι έρευνες αυτές αποκάλυψαν ότι δεν υπάρχει μεγάλη απόκλιση τιμών μεταξύ των υαλοκεραμικών παρασκευασμένων με την μέθοδο της θερμοσυμπίεσης και των αποκαταστάσεων κατασκευασμένων με την τεχνική CAD-CAM. Η συγκεκριμένη μελέτη ανέφερε ότι ο συντελεστής ελαστικότητας των υαλοκεραμικών που κατασκευάστηκαν με την μέθοδο της θερμοσυμπίεσης είναι παρόμοιος με τους υπόλοιπους. Ειδικότερα, απέδειξε ότι το μέτρο ελαστικότητας του IPS e.max Press είναι 79,77 GPa, ενώ το IPS e.max CAD είναι στα 79,33 GPa και δεν είχαν στατιστικά σημαντική διαφορά (82) Τα υαλοκεραμικά τα οποία έχουν υψηλότερο μέτρο ελαστικότητας είναι ικανά να ελαχιστοποιούν την παραμόρφωση η οποία προκαλεί συσσώρευση τάσεων κατά την επεξεργασία και κατά την τελική τοποθέτηση στην στοματική κοιλότητα. (83)

5.5 ΑΚΡΙΒΕΙΑ ΕΦΑΡΜΟΓΗΣ

Η ακρίβεια εφαρμογής μίας αποκατάστασης αποτελεί έναν από τους σημαντικότερους παράγοντες επιτυχίας και καλής πρόγνωσης. Η εφαρμογή σύμφωνα με μελέτες έχει σχέση με την αυχενική εφαρμογή. Η ελλιπής εφαρμογή προκαλεί βλάβη στους οδοντικούς, στους περιοδοντικούς ιστούς και στην ίδια την αποκατάσταση. Το κενό το οποίο δημιουργείται και παρεμποδίζει την ιδανική έδραση της αποκατάστασης στο αυχενικό όριο αναλύεται στο οριζόντιο και κάθετο οριακό διάστημα και ορίζεται από την κάθετη απόσταση της εσωτερικής επιφάνειας της εργασίας από το αυχενικό όριο του παρασκευασμένου δοντιού (84). Ωστόσο, έχουν πραγματοποιηθεί πολλές μελέτες για τον προσδιορισμό της ιδανικής εφαρμογής χωρίς όμως να συμφωνούν. Μελέτες αναφέρουν ότι το κενό στο αυχενικό όριο μικρότερο από 120 μm είναι κλινικά αποδεκτό, διαφορετικές έρευνες δείχνουν ως αποδεκτό το κενό να είναι ίσο ή μικρότερο από 100μm. Σε άλλη μελέτη υποστηρίζεται ότι επιτρεπτό κενό πρέπει να είναι ίσο ή μικρότερο από 75μm. (85) Επίσης, η βιολογική ανοχή κάθε ατόμου είναι διαφορετική και είναι δύσκολο να προσδιοριστεί από τους κλινικούς. Το αποτέλεσμα της έλλειψης συμφωνίας στην επιστημονική κοινότητα είναι να καταβάλλονται συνεχείς προσπάθειες για την απόδοση της ακριβέστερης εφαρμογής. (86)

Πολλές μελέτες πραγματοποιήθηκαν για την αξιολόγηση και την σύγκριση της ακρίβειας εφαρμογής αποκαταστάσεων οι οποίες κατασκευάστηκαν με την συμβατική μέθοδο και άλλων που δημιουργήθηκαν με την τεχνική CAD-CAM. Κάποιες από αυτές τις μελέτες είναι *in vivo* (85), κάποιες *in vitro* (86) και αξιολόγησαν την οριακή εφαρμογή στεφανών, όψεων, επενθέτων και υπερενθέτων. Η ακρίβεια της αυχενικής και εσωτερικής εφαρμογής επηρεάζεται άμεσα από την τεχνική και την ποιότητα της αποτύπωσης (ψηφιακές και συμβατικές τεχνικές).

Στις ολοκεραμικές αποκαταστάσεις παρασκευασμένες με την τεχνική της θερμοσυμπίεσης, έχει αποδειχθεί ότι η αυχενική τους ακρίβεια είναι συγκρίσιμη με αυτήν των μεταλλικών αποκαταστάσεων. Έρευνες για αποκαταστάσεις κατασκευασμένες με την μέθοδο της ψηφιακής κοπής έχουν δείξει κατώτερη εφαρμογή από αυτές της θερμοσυμπίεσης (87). Όλα τα συστήματα ψηφιακής αποτύπωσης εμφανίζουν ακριβείς τιμές εντός των κλινικών ορίων. *In vivo* μελέτες απέδειξαν ότι το κενό στο αυχενικό όριο στις εργασίες οι οποίες κατασκευάστηκαν με την σύγχρονη μέθοδο της μηχανοποιημένης σχεδίασης και κοπής, είναι

κλινικά αποδεκτό. Επίσης, τα κενά των ψηφιακά αποτυπωμένων έναντι των συμβατικά αποτυπωμένων αποκαταστάσεων δεν έχουν μεγάλη διαφορά. (22) Ωστόσο, δημιουργήθηκαν μελέτες με συνδυασμό τεχνικών όπως συμβατική αποτύπωση, παραγωγή αποκατάστασης με την τεχνική CAD-CAM και ψηφιακή αποτύπωση παραγωγή με εργασίας με την μέθοδο της θερμοσυμπίεσης. Το αποτέλεσμα αυτής της μελέτης έδειξε ότι δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ της ακρίβειας εφαρμογής του συνδυασμού των τεχνικών με αυτή που προκύπτει από αποτύπωσης και παραγωγή με την ψηφιακή μέθοδο. (85) (86) (87) (88)

Κάθε *in vitro* μελέτη έχει συνήθως μεγάλη απόκλιση από την κλινική εφαρμογή. Οι διαφορές εντοπίζονται στο ότι, στην *in vivo* μελέτη, περιλαμβάνεται η ύπαρξη σίελου και οι μαλακοί ιστοί δυσχεραίνουν την κατεργασία και την αποτύπωση των δοντιών. Επιπλέον παράγοντας ο οποίος μπορεί να επηρεάσει τα αποτελέσματα των δειγμάτων είναι το πάχος της κονίας για την συγκόλληση της αποκατάστασης. Ωστόσο, τόσο οι *in vivo* όσο και οι *in vitro* έρευνες είναι απαραίτητες για την δημιουργία συμπερασμάτων. Τέλος, για τα κεραμικά διπυριτικού λιθίου, μέσω αυτών των ερευνών έχει διαπιστωθεί ότι όλοι οι συνδυασμοί μεθόδων δημιουργούν αποκαταστάσεις με κλινικά αποδεκτή ακρίβεια εφαρμογής. (85) (86)

5.6 ANTOXH ΣΤΗΝ ΑΠΟΤΡΙΒΗ ΚΑΙ ΑΠΟΤΡΙΒΗ ΑΝΤΑΓΩΝΙΣΤΩΝ

Η αποτριβή χαρακτηρίζει την απώλεια υλικού όταν δύο ή περισσότερα στερεά σώματα έρχονται σε συνεχή επαφή. (72) Η φθορά των δοντιών είναι ένα πολυπαραγοντικό φαινόμενο και βασίζεται είτε σε φυσιολογικούς, είτε σε παθολογικούς λόγους. Η φυσιολογική φθορά αποτελεί την σταδιακή αποτριβή της ανατομικής μορφολογίας των δοντιών εξαιτίας της μεσολάβησης τρίτου σώματος (τροφή) και την επίμονη επαφή τους με τους ανταγωνιστές σε μέγιστη συναρμογή (κατάποση). Η παθολογική φθορά είναι συνήθως επιζήμια για τους οδοντικούς ιστούς και συνδέεται άμεσα με τις παραλειπουργικές έξεις όπως βρυγμός. Αντιστοίχως, η αποτριβή συναντάται και στις οδοντικές αποκαταστάσεις, οι οποίες ιδανικά η αντοχή στην αποτριβή θα πρέπει να είναι παρόμοια με αυτή των φυσικών δοντιών. Πολλές φορές λανθασμένα συγχέεται η αντοχή στην φθορά με την σκληρότητα του υλικού. Η αντοχή στην αποτριβή χαρακτηρίζει την ανθεκτικότητα ενός σώματος στην επίδραση εξωτερικών τάσεων. (64) Οι παράγοντες οι οποίοι επηρεάζουν την ιδιότητα της αντοχής στην αποτριβή των οδοντιατρικών κεραμικών συσχετίζεται με την μικροδομή, το μέγεθος των κρυστάλλων, το

πορώδες του υλικού, το είδος της επιφάνειας (89) και το περιβαλλοντικό pH στο οποίο βρίσκονται. (90) Επιπλέον, από μελέτες έχει αναλυθεί διεξοδικά η επίδραση του επιπέδου τραχύτητας της επιφάνειας στο μηχανισμό αποτριβής. (91) (92)

Έχουν πραγματοποιηθεί πολλές έρευνες για τον προσδιορισμό της αντοχής στην φθορά των διαφόρων υλικών. Ωστόσο, οι *in vivo* έρευνες είναι πολύ χρονοβόρες και οι *in vitro* δεν μπορούν να προσομοιάσουν πλήρως το περιβάλλον της στοματικής κοιλότητας. Σε μελέτη έχει αποδειχθεί ότι οι κρύσταλλοι στην μικροδομή των υαλοκεραμικών ενισχυμένων με διπυριτικό λίθιο, είναι διαρρυθμισμένοι έτσι ώστε να αυξάνουν την αντοχή των υλικών. Ειδικότερα, έχει αποκαλυφθεί ότι δεν υπάρχει σημαντική στατιστική διαφορά μεταξύ των υαλοκεραμικών παρασκευασμένων με διαφορετικές μεθόδους για το βάθος αποτριβής, την απώλεια όγκου, την αντοχή στην αποτριβή των ανταγωνιστών. Η αντοχή στην αποτριβή των υλικών αυτών είναι παρόμοια με αυτήν των φυσικών δοντιών, γεγονός το οποίο αποτελεί προτέρημα. (90)

6. ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Τα υαλοκεραμικά ενισχυμένα με διπυριτικό λίθιο διακρίνονται σε δύο κατηγορίες ανάλογα με την μέθοδο παρασκευής τους. Οι τεχνικές της θερμοσυμπίεσης και της μηχανοποιημένης κοπής δημιουργούν τελικά προϊόντα με πολλές διαφοροποιήσεις. Αντίστοιχα, έχουν υλοποιηθεί έρευνες για τον εντοπισμό των μειονεκτημάτων και των πλεονεκτημάτων των συστημάτων αυτών.

Μελέτη των Fonzar και συν. η οποία πραγματοποιήθηκε σχετικά με την αντοχή στην κάμψη υποστήριξε ότι δεν υπήρξε σημαντική στατιστική διαφορά μεταξύ του IPS e.max CAD και του IPS e.max Press της Ivoclar Vivadent. Παρ' όλα αυτά, η ίδια έρευνα απέδειξε ότι ο τύπος φωτοδιαπερατότητας των υλικών επηρέασε σε μεγάλο βαθμό την αντοχή στην κάμψη στο IPS e.max CAD. Ειδικότερα, περιγράφεται ότι τα θερμοσυμπιεζόμενα υλικά παρέχονται πλήρως κρυσταλλωμένα, ενώ το IPS e.max CAD απαιτεί δύο διαδικασίες κρυστάλλωσης. Αρχικά, το υλικό διατίθεται σε μία μεταπυριτική φάση και στην συνέχεια, το υλικό κρυσταλλώνεται πλήρως μετά την κοπή του. Οι αντιδράσεις αυτές ελέγχονται από τους παράγοντες πυρηνοποίησης και υψηλή ποσότητα αυτών δημιουργεί πυκνότερη μικροδομή του υλικού. Ως

αποτέλεσμα, η αναλογία των παραγόντων πυρηνοποίησης λαμβάνει καταλυτικό ρόλο στην διαμόρφωση των μηχανικών ιδιοτήτων. (76) Διαφορετικές έρευνες απέδειξαν ότι το IPS e.max CAD είχε μεγαλύτερη αντοχή στην κάμψη από άλλα υαλοκεραμικά ενισχυμένα με διπυριτικό λίθιο κατασκευασμένα με την τεχνική της θερμοσυμπίεσης (IPS e.max Press, LiSi Press της GC). (82) (77) Αυτό αιτιολογείται από την μικροδομή των υλικών, την ομοιόμορφη και πυκνότερη κατανομή των κρυστάλλων και το χαμηλότερο πορώδες. Επίσης, η διαφορά αυτή οφείλεται στην χημική σύσταση των υλικών και στην αναλογία υαλώδους μήτρας και κρυσταλλικής φάσης. Ειδικότερα όταν στο υλικό υπάρχει μεγαλύτερο ποσοστό υαλώδους μήτρας, οι μηχανικές ιδιότητες υποβαθμίζονται. (77) Σε άλλη έρευνα των Stawarczyk και συν. μελετήθηκαν και συγκρίθηκαν οι μηχανικές ιδιότητες των Amber Press Hass, Celtra Press Dentsply Sirona, Initial LiSi Press GC, IPS e.max Press Ivoclar Vivadent. Το Amber Press και το Celtra Press εμφάνισαν υψηλότερη αντοχή στην κάμψη και ακολούθησε το IPS e.max Press και τέλος το Initial LiSi Press. Η μελέτη αυτή ανέφερε ότι στα υλικά διπυριτικού, πυριτικού λιθίου μετά την κοπή και την τελική τους κρυσταλλοποίηση πραγματοποιήθηκε μία πρόσθετη όπτηση για την αύξηση των μηχανικών ιδιοτήτων τους. Ειδικότερα, στο Celtra Press μετά την πρόσθετη όπτηση, η αντοχή στην κάμψη αυξήθηκε πολύ από 189 ± 34 MPa σε 320 ± 63 MPa. Κατά την όπτηση αυτή πιθανόν προκύπτει επιπλέον κρυσταλλοποίηση του υλικού καθώς και αναπτύσσονται περισσότεροι κρύσταλλοι μικρότεροι σε μέγεθος στην μικροδομή. Ωστόσο, σε υλικά αλουμινο-πυριτικού λιθίου (nlce, Straumann), δεν πραγματοποιείται αυτή η όπτηση και οι μηχανικές ιδιότητες είναι μειωμένες όπως π.χ. η αντοχή στην κάμψη (93). Σε μελέτη των Lawson και συν. αναλύθηκαν οι μηχανικές και φυσικές ιδιότητες υαλοκεραμικών διπυριτικού λιθίου (Celtra Duo, IPS e.max CAD). Συγκεκριμένα, το Celtra Duo είχε μεγαλύτερη αντοχή στην κάμψη από το IPS e.max CAD. Ο επιπλέον κύκλος όπτησης που υποβάλλεται το Celtra Duo αυξάνει την αντοχή του. Παρ' όλα αυτά η βελτίωση των ιδιοτήτων αυτών δεν οφείλεται στην περαιτέρω κρυστάλλωση και στην μεταβολή της μικροδομής του υλικού άλλα στην εξάλειψη τυχόν ελαττωμάτων του (ρωγμές). Επιπρόσθετα, προτείνεται ότι πιθανόν με την στίλβωση βελτιστοποιούνται οι ιδιότητες αφού αφαιρούνται οι επιφανειακές ατέλειες (94).

Αποτελέσματα από in vitro έρευνα των Alkadi και συν. έδειξαν ότι τα υαλοκεραμικά κατασκευασμένα με την τεχνική της θερμοσυμπίεσης (IPS e.max Press) έχουν καλύτερη αντοχή

στην θραύση από εκείνα τα οποία παρασκευάστηκαν με την μέθοδο CAD-CAM (IPS e.max CAD). Η διαφορά των υλικών αυτών έγκειται στην διακύμανση των αναλογιών υαλώδους μήτρας και κρυσταλλικής φάσης με μειωμένη την κρυσταλλική φάση σε συνδυασμό με το μικρότερο μέγεθος των κρυστάλλων του IPS e.max CAD. Σε διάφορες δοκιμές που εκπονήθηκαν τα δύο υλικά αυτά απέδειξαν ότι η αναπτυσσόμενη ρωγμή στο IPS e.max CAD διαδιδόταν εντός της μήτρας. Ωστόσο, στο IPS e.max Press η επιφάνεια φάνηκε πιο τραχεία με αναπτυσσόμενους κρυστάλλους στην μήτρα υάλου του. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα την παρεμπόδιση της ανάπτυξης ρωγμών, άρα και την αύξηση της δυσθραυστότητας. (81) Σε διαφορετική μελέτη των Stawarczyk και συν. μελετήθηκαν και συγκρίθηκαν οι μηχανικές ιδιότητες των Amber Press Hass, Celtra Press Dentsply Sirona, Initial LiSi Press GC, IPS e.max Press Ivoclar Vivadent. Για την αντοχή στην θραύση αποδείχτηκε ότι υψηλότερες τιμές είχαν το Amber Press, IPS e.max Press, Initial LiSi Press ενώ, το Celtra Press είχε χαμηλότερες. Τέλος, στην μελέτη αυτή υποστηρίζεται ότι τα υαλοκεραμικά διπυριτικού λιθίου κατασκευασμένα με την μέθοδο της θερμοσυμπίεσης υπερέρχουν σε αντοχή στην θραύση από αυτά τα οποία παρασκευάστηκαν με την μέθοδο CAD-CAM. Πιθανόν, οι διαφορετικές παραμέτρους κατασκευής και θέρμανσης να μεταβάλλουν την μικροδομή των υλικών αυξάνοντας την αναλογία των κρυστάλλων σε σύγκριση με το ποσοστό της μήτρας υάλου. (93)

Σε μελέτη των Al-Thobity και συν. που πραγματοποιήθηκε για την σύγκριση των υαλοκεραμικών ενισχυμένα με διπυριτικό λίθιο απέδειξε ότι τα υλικά είχαν παρόμοιο μέτρο ελαστικότητας. Το μέτρο ελαστικότητας συγγέεται άμεσα με το ποσοστό της κρυσταλλικής φάσης, δηλαδή όσο αυξάνονται οι κρύσταλλοι στην υαλώδη μήτρα τόσο αυξάνεται το μέτρο ελαστικότητας. Σε έρευνα συγκρίθηκαν τρία υλικά: δυο θερμοσυμπιεζόμενα (IPS e.max Press Ivoclar Vivadent, LiSi Press LD GC) και ένα παραγόμενο με την μέθοδο CAD-CAM (IPS e.max CAD Ivoclar Vivadent). Το αποτέλεσμα αυτής της δοκιμασίας έδειξε ότι το IPS e.max Press και το IPS e.max CAD έχουν υψηλότερό συντελεστή ελαστικότητας από το LiSi Press LD. Ωστόσο, το αποτέλεσμα της μελέτης απέδειξε ότι η μέθοδος παραγωγής δεν επηρεάζει άμεσα το μέτρο ελαστικότητας. (82) Σε μελέτη των Stawarczyk και συν. αναλύθηκαν οι μηχανικές ιδιότητες όπως το μέτρο ελαστικότητας (μετρημένο με όργανα διεϊσδυσης – instrumented indentation modulus) των υαλοκεραμικών διπυριτικού λιθίου. Το μέτρο ελαστικότητας που έχει μετρηθεί

μέσω οργάνων διείσδυσης συσχετίζεται άμεσα με το μέτρο του Young. Το αποτέλεσμα αυτής της μελέτης έδειξε ότι το Initial LiSi της GC είχε χαμηλότερο μέτρο ελαστικότητας από Amber Press, Hass και το Celtra Press, Dentsply. Η πρόσθετη όπτηση στο Celtra Press αύξησε κάποιες μηχανικές ιδιότητες όπως την αντοχή στην κάμψη, ωστόσο δεν επηρέασε το μέτρο ελαστικότητας. (93) (88)

Η ακρίβεια εφαρμογής αποτελεί έναν από τους σημαντικότερους παράγοντες για την επιτυχία και την μακροζωία των αποκαταστάσεων. Προτείνεται ότι το διάκενο στο αυχενικό όριο είναι κλινικά αποδεκτό μεταξύ των 50μm με 120 μm. Διάφορες μελέτες των Neves και συν. έχουν πραγματοποιηθεί για την σύγκριση της ακρίβειας εφαρμογής αποκαταστάσεων παρασκευασμένων με διαφορετικές μεθόδους. Σε μία μελέτη δημιουργήθηκαν τρεις ομάδες για την παρασκευή του IPS e.max στις οποίες χρησιμοποιήθηκαν διαφορετικά συστήματα. Στην πρώτη ομάδα για το IPS e.max CAD χρησιμοποιήθηκε ένα κλειστό σύστημα στο οποίο η σάρωση, το λογισμικό και η κοπή της αποκατάστασης πραγματοποιήθηκε από την ίδια εταιρεία (Dentsply Sirona). Στην δεύτερη ομάδα για το IPS e.max CAD παρασκευάστηκε με E4D σύστημα οδοντιατρικής παραγωγής και η τρίτη ομάδα αποτελούνταν από το IPS e.max Press το οποίο κατασκευάζεται με την μέθοδο της θερμοσυμπίεσης. Το αποτέλεσμα της συγκεκριμένης έρευνας έδειξε ότι και στις τρεις ομάδες το διάκενο στο αυχενικό όριο ήταν κλινικά αποδεκτό. Ειδικότερα, η ομάδα η οποία σαρώθηκε με τον σαρωτή της Dentsply Sirona και η ομάδα η οποία κατασκευάστηκε με την μέθοδο της θερμοσυμπίεσης έδειξαν μικρότερο κάθετο και οριζόντιο διάκενο στο αυχενικό όριο (88). Επιπρόσθετα, αναπτύχθηκαν in vitro μελέτες με συνδυασμό των μεθόδων παραγωγής με σκοπό την διερεύνηση της αυχενικής προσαρμογής των αποκαταστάσεων. Στην συγκεκριμένη έρευνα δημιουργήθηκαν με συμβατική αποτύπωση με πολυβινυλοσιλοξάνη (PVS) 30 εκμαγεία κατασκευασμένα με υπέρσκληρη γύψο τύπου IV. Στην συνέχεια, δημιουργήθηκαν με σύγχρονη μέθοδο με ενδοστοματική σάρωση (Lava C.O.S.) τριάντα ψηφιακά εκμαγεία. Τα εκμαγεία χωριστήκαν σε τέσσερις ομάδες και σε κάθε ομάδα κατασκευάστηκε είτε με την μέθοδο της θερμοσυμπίεσης είτε με την τεχνική CAD-CAM ολοκεραμική αποκατάσταση ενισχυμένη με διπυριτικό λίθιο. Το πόρισμα ήταν ότι οι αποκαταστάσεις οι οποίες αποτυπώθηκαν και παραχθήκαν με την συμβατική μέθοδο πλεονεκτούσαν ως προς την ακρίβεια εφαρμογής τους από τις υπόλοιπες ομάδες. Ωστόσο,

όλοι οι συνδυασμοί αποτύπωσης και παραγωγής δημιουργούν αποκαταστάσεις με κλινικά αποδεκτή αυχενική ακρίβεια. (87) (86)

Πραγματοποιήθηκε έρευνα των Lawson και συν. για την αντοχή κεραμικών υλικών στην αποτριβή και την αποτριβή των ανταγωνιστών . Τα υλικά δοκιμάστηκαν σε προσομοίωση στοματικού περιβάλλοντος στην οποία δημιουργηθήκαν 120.000 μασητικοί κύκλοι. Η φθορά αυτή αναλύθηκε καταγράφοντας την κάθετη απώλεια ουσίας και την απώλεια όγκου από το ίδιο το κεραμικό υλικό, ενώ συμπεριλήφθηκε και η αποτριβή των ανταγωνιστών. Το αποτέλεσμα αυτής της μελέτης απέδειξε ότι τα υαλοκεραμικά διπυριτικού λιθίου τα οποία παράχθηκαν με διαφορετικό τρόπο δεν είχαν στατιστικώς σημαντική διαφορά στην αντοχή αποτριβής. Επίσης, και τα δύο υλικά (IPS e.max Press, IPS e.max CAD) είχαν παρόμοια συμπεριφορά με τα φυσικά δόντια. (90) Στην μελέτη των Stawarczyk και συν. μελετήθηκε η φθορά αποτριβής των υλικών Amber Press, Celtra Press, Initial LiSi Press, IPS e.max Press. Οι δοκιμές ήταν in vitro, αρχικά πραγματοποιήθηκαν 60.000 και έπειτα, ολοκληρώθηκαν 200.000 μασητικοί κύκλοι. Για τα κεραμικά διπυριτικού λιθίου υψηλότερη αντοχή στην φθορά είχε το Celtra Press από τα υπόλοιπα υλικά (Amber Press, Initial LiSi Press, IPS e.max Press). (93) Τέλος, σε μελέτη των Lawson και συν. πραγματοποιήθηκαν 400.000 μασητικοί κύκλοι σε προσομοίωση στοματικού περιβάλλοντος για τον εντοπισμό και την σύγκριση της αντοχής στην αποτριβή υαλοκεραμικών υλικών διπυριτικού λιθίου. Ερευνήθηκε το Celtra Duo και το IPS e.max CAD. Τα υλικά παρουσίασαν παρόμοιες ιδιότητες στην αντοχή φθοράς αλλά και την αποτριβή φυσικών ανταγωνιστών. Το Celtra Duo μετά την πρόσθετη όπτηση (Power Firing) απέδειξε ελάχιστα μεγαλύτερη αντοχή στην αποτριβή από ότι το IPS e.max CAD χωρίς να υπάρχει στατιστικώς σημαντική διαφορά. Παρ' όλα αυτά το IPS e.max CAD προκάλεσε μεγαλύτερη φθορά στα φυσικά δόντια (ανταγωνιστές) από ότι το Celtra Duo. (94)

Ο τύπος φωτοδιαπερατότητας είναι μία ιδιότητα η οποία αποτελεί σημαντικό παράγοντα για την αισθητικότητα των κεραμικών υλικών. Η απόδοση της βέλτιστης αισθητικής σχετίζεται άμεσα με την σχέση της ημιδιαφάνειας με το πάχος, την τραχύτητα και την σύσταση της αποκατάστασης. Σε έρευνα των Awad και συν. συγκρίθηκαν σύνθετες ρητίνες και κεραμικά συστήματα κατασκευασμένα με την μέθοδο CAD-CAM (IPS e.max CAD, CELTRA Duo). Η ημιδιαφάνεια των υλικών μετρήθηκε με ειδικό φασματοφωτόμετρο αναλύοντας την συνολική

μετάδοση του φωτός κάθε δείγματος. Αρχικά καταγράφηκε το μήκος κύματος του φωτός από την πηγή χωρίς δοκίμια. Έπειτα, υπολογίστηκε το μήκος κύματος για κάθε δείγμα ξεχωριστά και ο λόγος αυτών αποτελεί τον τύπο για τον προσδιορισμό της φωτοδιαπερατότητας ($L_{\text{ΔΟΚΙΜΙΩΝ}}/L_{\text{ΠΗΓΗΣ}}=T$). Σε εκατοστιαία κλίμακα τα αποτελέσματα όσο πλησίαζαν το 0 υποδείκνυαν ότι το υλικό είναι αδιαφανές, ενώ προς το 100 ήταν διαφανές. Το επίπεδο ημιδιαφάνειας εξαρτάται από την επιφανειακή αδρότητα, το πάχος και το είδος του υλικού (Πιν.6) (95,96). Η επιφανειακή αδρότητα των δοκιμών αναλύθηκε με ειδικό όργανο μέτρησης και διαχωρίστηκαν ανάλογα με την επεξεργασία τους σε τρεις κατηγορίες. Επιπρόσθετα, στα κεραμικά υλικά η φωτοδιαπερατότητα εξαρτάται από την κρυσταλλική δομή, το μέγεθος, τον αριθμό των κρυστάλλων, τις χρωστικές ουσίες και το πορώδες (95). Ειδικότερα, οι κρύσταλλοι όσο μικρότεροι σε μέγεθος από το μήκος κύματος του φωτός είναι τόσο πιο ημιδιαφανές το υλικό εμφανίζεται. Σε περίπτωση σκέδασης, αντανάκλασης του φωτός στους κρυστάλλους του υλικού τόσο πιο αδιαφανές φαίνεται. (97) Επίσης, ο συνολικός δείκτης διάθλασης των κεραμικών σχετίζεται άμεσα με το πάχος της αποκατάστασης, δηλαδή, όσο αυξάνεται το πάχος τόσο μειώνεται η διαφάνεια. (98) Η διαφορά του συντελεστή διάθλασης μεταξύ της υαλώδους μήτρας και των κρυστάλλων όσο πλησιάζει στο 0 στην εκατοστιαία κλίμακα τόσο πιο ημιδιαφανές γίνεται το υλικό. Το CELTRA Duo περιέχει μικρότερους κρυστάλλους από το IPS e.max CAD και ως αποτέλεσμα να εμφανίζει υψηλότερη ημιδιαφάνεια σε στιλβωμένη επιφάνεια. (95)

	Στιλβωμένη επιφάνεια		Επεξεργασία P1200		Επεξεργασία P500	
ΥΛΙΚΑ	1mm	2mm	1mm	2mm	1mm	2mm
CELTRA Duo	37,98	24,37	34,58	21,28	27,59	16,43
IPS e.max CAD	33,86	20,35	31,87	19,43	30,34	18,15

(Πιν.6) Μέση και τυπική απόκλιση της ημιδιαφάνειας των υλικών ανάλογα με το πάχος και την αδρότητα της επιφάνεια (95)

Σε μελέτη των Brodine και συν. αναλύθηκε η αδρότητα της επιφάνειας μετά την τελική επεξεργασία και στίλβωση των n!ce Straumann και IPS e.max CAD Ivoclar Vivadent. Ανακαλύφθηκε ότι η σκληρότητα και το μέγεθος των κρυστάλλων στην μικροδομή επηρεάζει άμεσα την αδρότητα της επιφάνειας και την απόδοση της τελικής στιλπνότητας. Ουσιαστικά, η σκληρότητα του n!ce είναι υψηλότερη από την σκληρότητα του IPS e.max CAD λόγω της μεγαλύτερης περιεκτικότητας σε αλουμίνα. Ως αποτέλεσμα έχει, υλικά με χαμηλότερη

σκληρότητα και μεγαλύτερα ποσοστά υαλώδους μήτρας αποκτούν υψηλότερη στιλπνότητα άρα και μεγαλύτερη αισθητικότητα. Προηγούμενη έρευνα, απέδειξε ότι η απόδοση βέλτιστης στιλπνότητας επηρεάζει θετικά την ημιδιαφάνεια μίας αποκατάστασης. (99)

Σε μελέτη των Wang και συν. η οποία πραγματοποιήθηκε για την σύγκριση της φωτοδιαπερατότητας των ολοκεραμικών συστημάτων. Η ημιδιαφάνεια των υλικών επηρεάστηκε από το πάχος και τον τύπο της αποκατάστασης. Ειδικότερα, όσο μειωνόταν το πάχος τόσο αυξανόταν η ημιδιαφάνεια, ωστόσο το μέγεθος της μεταβολής εξαρτιόταν άμεσα από τον τύπο του υλικού. Δημιουργήθηκε μία σχέση για την συσχέτιση της ημιδιαφάνειας και του πάχους. Συμπερασματικά, στην έρευνα αυτή συγκρίθηκαν διάφορα επίπεδα φωτοδιαπερατότητας σε διαφορετικές αποχρώσεις του IPS e.max Press (HO 1, MO 1, LT A2, HT A2) και του IPS e.max CAD (LT A2, MO 2) τα οποία εμφάνισαν παρόμοια επίπεδα ημιδιαφάνειας. Ωστόσο, ένας άλλος παράγοντας ο οποίος μεταβάλλει την φωτοδιαπερατότητα των υλικών και δεν έχει μελετηθεί εκτενώς είναι οι επαναλαμβανόμενες οπτήσεις των κεραμικών. (96)

7. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Με βάση την βιβλιογραφική ανασκόπηση που πραγματοποιήθηκε στην παρούσα πτυχιακή εργασία μπορούν συνοπτικά να διατυπωθούν τα εξής συμπεράσματα:

1. Οι δύο μέθοδοι παραγωγής (μηχανοποιημένη κοπή – θερμοσυμπίεση) κεραμικών ενισχυμένων με διπυριτικό λίθιο εμφανίζουν διαφορετικά στάδια παραγωγής, ενώ τα τελικά προϊόντα τους είναι ανόμοια. Οι αποκαταστάσεις αυτές εμφανίζουν διαφορετικές μικροδομές και κατ' επέκταση διαφέρουν σε φυσικές, μηχανικές και χημικές ιδιότητες.
2. Τα υαλοκεραμικά τα οποία κατασκευάζονται με την μέθοδο της μηχανοποιημένης κοπής φαίνεται σε κάποιες μελέτες να παρουσιάζουν αυξημένη αντοχή στην κάμψη από τα υλικά τα οποία κατασκευάστηκαν με την παραδοσιακή τεχνική θερμοσυμπίεσης. Ωστόσο, υπάρχουν μελέτες οι οποίες αναφέρουν ότι σχετικά με την αντοχή στην κάμψη δεν υπήρξε σημαντική απόκλιση τιμών μεταξύ των υαλοκεραμικών.

Εν κατακλείδι φαίνεται ότι οι μελέτες πάνω σε αυτό το αντικείμενο αντικρούονται και ίσως απαιτείται περισσότερη έρευνα.

3. Οι αποκαταστάσεις υαλοκεραμικών διπυριτικού λιθίου οι οποίες παράγονται με την μέθοδο της θερμοσυμπίεσης εμφανίζουν μεγαλύτερη δυσθραυστότητα από τα δοκίμια τα οποία κατασκευάζονται με την τεχνική CAD-CAM.
4. Έρευνες για την σύγκριση του μέτρου ελαστικότητας αποκαλύπτουν ότι δεν υπάρχει στατιστικώς σημαντική διαφορά μεταξύ των υαλοκεραμικών διπυριτικού λιθίου τα οποία κατασκευάζονται με διαφορετικές μεθόδους.
5. Οι αποκαταστάσεις υαλοκεραμικών διπυριτικού λιθίου οι οποίες παρασκευάζονται με την μηχανοποιημένη κοπή φέρονται να εμφανίζουν κατώτερη οριακή εφαρμογή από εκείνες οι οποίες κατασκευάζονται με την τεχνική της θερμοσυμπίεσης. Παρ' όλα αυτά και οι δύο μέθοδοι παραγωγής καθώς και ο συνδυασμός των τεχνικών αυτών δημιουργούν εργασίες οι οποίες χαρακτηρίζονται ως κλινικά αποδεκτές
6. Δεν φαίνεται να υπάρχει στατιστικώς σημαντική διαφορά μεταξύ των υαλοκεραμικών κατασκευασμένων με διαφορετικές μεθόδους όσον αφορά στην αντοχή στην αποτριβή και την αποτριβή των ανταγωνιστών
7. Η βέλτιστη αισθητική μίας αποκατάστασης σχετίζεται άμεσα με την απόδοση σωστού τύπου φωτοδιαπερατότητας. Οι αποκαταστάσεις οι οποίες κατασκευάζονται με την μέθοδο της θερμοσυμπίεσης εμφανίζουν παρόμοια επίπεδα ημιδιαφάνειας με εκείνες που παρασκευάζονται με την τεχνική CAD-CAM.

8. ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η εργασία αναλύει τις μεθόδους παραγωγής υαλοκεραμικών αποκαταστάσεων ενισχυμένων με διπυριτικό λίθιο καθώς και εντοπίζει τις διαφοροποιήσεις που υπάρχουν. Αρχικά, το διπυριτικό λίθιο εισήχθη στα κεραμικά υλικά τα οποία χρησιμοποιούνται ως ολοκεραμικά συστήματα ως ενισχυτική ουσία. Τα συνθετικά αυτά υαλοκεραμικά διπυριτικού λιθίου, περιέχουν ενισχυτικές κρυσταλλικές ουσίες που αναπτύσσονται στην υαλώδη μήτρα με έναν μηχανισμό ο οποίος βασίζεται στην ελεγχόμενη ετερογενή πυρηνοποίηση και κρυστάλλωση. Τα υλικά αυτά ενδείκνυνται για αποκαταστάσεις οι οποίες ακολουθούν τις αρχές της ελάχιστα επεμβατικής οδοντιατρικής. Ωστόσο, επισημαίνεται ότι υπάρχουν και περιπτώσεις στις οποίες η χρήση τους αντενδείκνυται (π.χ. οπίσθιες γέφυρες). Τα συνθετικά κεραμικά εμφανίζουν βελτιωμένες μηχανικές, οπτικές και φυσικές ιδιότητες έναντι των παραδοσιακών αστριούχων κεραμικών. Επίσης, η ανάγκη για την βέλτιστη απόδοση της αισθητικής οδήγησε στην περαιτέρω ανάπτυξη και μελέτη των συστημάτων αυτών, με αποτέλεσμα να εισαχθούν στην αγορά πολλά νέα συστήματα πυριτικού/διπυριτικού λιθίου (π.χ CELTRA PRESS, CELTRA CAD (Dentsply Sirona), Initial LiSi Press (GC), N!ce (Straumann), SUPRINITY, AMBRIA (Vita), Amber Press, Amber Mill (HASS), Vintage LD Press (SHOFU), IPS e.max Press, IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent)). Οι διαφοροποιήσεις αυτών των συστημάτων εντοπίζονται στην χημική σύσταση, στην δομή, κατανομή των κρυστάλλων, στην υαλώδη μήτρα και στην αναλογία υάλου/κρυστάλλων. Επιπρόσθετα, μία από τις σημαντικότερες διαφορές αυτών των συστημάτων είναι η μέθοδος παρασκευής. Τα ολοκεραμικά συστήματα μπορούν να παρασκευαστούν είτε με την μέθοδο της θερμοσυμπίεσης, είτε με την τεχνική της μηχανοποιημένης σχεδίασης και κοπής. Τα στάδια κατασκευής είναι ανάμοια, καθώς η θερμοσυμπίεση βασίζεται στην παραδοσιακή μέθοδο του «χαμένου κεριού», ενώ η τεχνική CAD-CAM απαιτεί την χρήση τεχνολογικά προηγμένου ρομποτικού εξοπλισμού. Επιπλέον, τα τελικά προϊόντα κάθε μεθόδου είναι διαφορετικά με αποτέλεσμα να απαιτείται η εις βάθος μελέτη τους. Ειδικότερα, πραγματοποιήθηκαν έρευνες για τον εντοπισμό των μειονεκτημάτων και των πλεονεκτημάτων, οι οποίες βασίζονται στις φυσικές, μηχανικές και οπτικές ιδιότητες των συστημάτων αυτών. Παρ' όλα αυτά σε πολλές περιπτώσεις, τα στοιχεία και τα πορίσματα αυτών των μελετών αντικρούονται με αποτέλεσμα να απαιτείται περαιτέρω έρευνα.

9. SUMMARY

The project analyzes the methods of production of glass-ceramic restorations reinforced with lithium disilicate as well as identifies the differences that exist. Initially, lithium disilicate was introduced into ceramic materials which are used as all-ceramic systems as a reinforcing substance. These synthetic lithium disilicate glass-ceramics contain reinforcing crystalline substances that grow in the glassy matrix with a mechanism based on controlled heterogeneous nucleation and crystallization. These materials are suitable for restorations that follow the principles of minimally invasive dentistry. However, it is pointed out that there are cases in which their use is contraindicated (eg Posterior bridges). Synthetic ceramics reveal improved mechanical, optical and physical properties compared to traditional feldspar ceramics. Also, the need for optimal aesthetic performance led to the further development and study of these systems, resulting in the introduction to the market of many new lithium silicate / disilicate systems (eg CELTRA PRESS, CELTRA CAD (Dentsply Sirona), Initial LiSi Press (GC), N!ce (Straumann), SUPRINITY, AMBRIA (Vita), Amber Press, Amber Mill (HASS), Vintage LD Press (SHOFU), IPS e.max Press, IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent)). The differences of these systems are found in the chemical composition, the structure, the distribution of the crystals, the glassy matrix and the glass / crystal ratio. In addition, one of the most important differences between these systems is the method of preparation. All-ceramic systems can be made either by the method of heat pressing or by the technique of computer aided design and manufacturing. The construction stages are dissimilar, as the heat press is based on the traditional method of "lost wax", while the CAD-CAM technique requires the use of technologically advanced robotic equipment. In addition, the final products of each method are different, so their in-depth study is required. In particular, research has been conducted to identify the disadvantages and advantages, which are based on the physical, mechanical and optical properties of these systems. Despite that, in many cases, the data and findings of these studies are contradictory, requiring further research.

10. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Kelly JR. Ceramics in restorative and prosthetic dentistry. *Annual Review of Materials Science*. 1997;27(1): p. 443-468.
2. Kelly JR, Benett P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian dental journal*. 2011;56(1): p. 84-96.
3. Zanotto ED. A bright future for glass-ceramics. *American Ceramic Society Bulletin*. 2010;89(8) October: p. 19-27.
4. Montazerian M, Singh SP, Zanotto ED. An analysis of glass–ceramic research and commercialization. *American Ceramic Society Bulletin*. 2015;94(4): p. 30-5.
5. Holand W, Rheinberger V, Apel E, van 't Hoen C, Holand M, Dommann A, Obrecht M, Mauth C, Graf-Hausner U. Clinical applications of glass-ceramics in dentistry. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 2006;17(11): p. 1037-1042.
6. Ho GW, Matinlinna JP. Insights on Ceramics as Dental Materials. Part I: Ceramic Material Types in Dentistry. *Silicon*. 2011;3(3): p. 109-115.
7. Reich S, Endres L, Weber C, Wiedhahn K, Neumann P, Schneider O , Rafai N, Wolfart S. Three-unit CAD/CAM-generated lithium disilicate FDPs after a mean observation time of 46 months. *Clinical Oral Investigations*. 2014;9(18): p. 2171-2178.
8. Fuster-Torres M, Albalat-Estela S, Alcañiz-Raya M, Peñarrocha-Diago M. CAD / CAM dental systems in implant dentistry: Update. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2009;3(14): p. 141-5.
9. Van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dental materials*. 2012;1(28): p. 3-12.
10. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dental Clinics of North America*. 2004;48(2): p. 513-530.
11. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1992;67(6): p. 859-865.
12. McLaren EA, Cao PT. Ceramics in dentistry—part I: classes of materials. *Inside Dentistry*. 2009;5(9): p. 94-103.
13. Berthier T, Fokin VM, Zanotto ED. New large grain, highly crystalline, transparent glass–ceramics. *Journal of Non-Crystalline Solids*. 2008;354(15-16): p. 1721-1730.
14. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JS, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and

- ceramic-like restorative materials. *International Journal of Prosthodontics*. 2015;28(3): p. 227-37.
15. Höland W, Rheinberger V, Schweiger M. Control of nucleation in glass ceramics. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*. 2003;361(1804): p. 575-589.
 16. Sear RP. Quantitative studies of crystal nucleation at constant supersaturation: experimental data and models. *CrystEngComm*. 2014;16(29): p. 6506-6522.
 17. El-Meliegy E, Van Noort R. *Glasses and glass ceramics for medical applications: Springer science & business media*; 2011.
 18. Headley TJ, Loehman RE. Crystallization of a glass-ceramic by epitaxial growth. *Journal of the American Ceramic Society*. 1984;67(9): p. 620-625.
 19. Habelitz S, Höche T, Hergt R, Carl G, Rüssel C. Microstructural design through epitaxial growth in extruded mica glass-ceramics. *Acta Materialia*. 1999;47(9): p. 2831-2840.
 20. Höland W, Rheinberger V, Apel E, van't Hoen C. Principles and phenomena of bioengineering with glass-ceramics for dental restoration. *Journal of the European Ceramic Society*. 2007;27(2-3): p. 1521-1526.
 21. Höland W, Rheinberger V, Apel E, Ritzberger C, Rothbrust F, Kappert H, Krumeich F, Nesper R. Future perspectives of biomaterials for dental restoration. *Journal of the European Ceramic Society*. 2009;29(7): p. 1291-1297.
 22. Zarone F, Ferrari M, Mangano FG, Leone R, Sorrentino R. (Digitally oriented materials): Focus on lithium disilicate ceramics. *International Journal of Dentistry*. 2016;(1): p. 1-10.
 23. Ritter GR. Multifunctional uses of a novel ceramic-lithium disilicate. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2010;22(5): p. 332-341.
 24. Edelhoff D, Brix O. All-ceramic restorations in different indications. *The Journal of the American Dental Association*. 2011;142: p. 14S-19S.
 25. [Ivoclar Vivadent. IPS e.max Clinical guide; 2013](#)
 26. [Celtra® Press, Directions for use: Dentsply International Inc.; 2017.](#)
 27. [Straumann® CARES® tooth prosthetic procedures, Basic Information: Institut Straumann AG ; 2017.](#)
 28. Davey CJ. The early history of lost-wax casting. In Mei J, Rehren T, editors. *Metallurgy and Civilisation: Eurasia and Beyond Archetype*. London; 2009. p. 147-177.

29. Porojan L, Savencu C, Porojan S. Applications of heat-pressed ceramics for single tooth restorations. *Revista de Chimie*. 2016;67(1): p. 123-126.
30. Gorman CM, McDevitt WE, Hill RG. Comparison of two heat-pressed all-ceramic dental materials. *Dental Materials*. 2000;16(6): p. 389-395.
31. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal*. 2009;1(28): p. 44-56.
32. Bohner LO, Canto GD, Marció BS, Laganá DC, Sesma N, Neto PT. Computer-aided analysis of digital dental impressions obtained from intraoral and extraoral scanners. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017;118(5): p. 617-623.
33. Azari A, Nikzad S. The evolution of rapid prototyping in dentistry: a review. *Rapid Prototyping Journal*. 2009;15(3): p. 216-225.
34. Galante R, Figueiredo-Pina CG, Serro AP. Additive manufacturing of ceramics for dental applications: A review. *Dental Materials*. 2019;35(6): p. 825-846.
35. Dawood A, Marti BM, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. *British Dental Journal*. 2015;219(11): p. 521-529.
36. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*. 2008;204(9): p. 505-511.
37. Hallmann L, Ulmer P, Gerngross MD, Jetter J, Mintrone M, Lehmann F, Kern M. Properties of hot-pressed lithium silicate glass-ceramics. *Dental Materials*. 2019;35(5): p. 713-729.
38. Belli R, Wendler M, de Ligny D, Cicconi MR, Petschelt A, Peterlik H, Lohbauer U. Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dental Materials*. 2017;33(1): p. 84-98.
39. Wendler M, Belli R, Petschelt A, Mevec D, Harrer W, Lube T, Danzer R, Lohbauer U. Chairside CAD/CAM materials. Part 2: flexural strength testing. *Dental Materials*. 2017;33(1): p. 99-109.
40. [Celtra® Duo, Developed to make a difference, Brochure for the dental laboratory: Dentsly Sirona; 2017.](#)
41. [Celtra® Press, Directions for use: Dentsply Sirona; 2017.](#)
42. [Celtra® Press Zirconia – Reinforced Lithium Silicate \(ZLS\) Developed to make a difference Brochure for the dental laboratory: Dentsply Sirona; 2019.](#)

43. Ohashi K, Kameyama Y, Wada Y, Midono T, Miyake K, Kunzelmann KH, Nihei T. Evaluation and comparison of the characteristics of three pressable lithium disilicate glass ceramic materials. International Journal of Development Research. 2017;7(11): p. 16711-16716.
44. [Initial LiSi Press, Technical Manual: GC; 2019](#)
45. [Straumann® CARES® tooth prosthetic procedures Basic Information: Institut Straumann AG ; 2017](#)
46. França R, Bebsh M, Haimeu A, Fernandes AC, Sacher E. Physicochemical surface characterizations of four dental CAD/CAM lithium disilicate-based glass ceramics on HF etching: An XPS study. Ceramics International. 2020;46(2): p. 1411-1418.
47. [Straumann® n!ce® Fully crystallized glass-ceramic. n!ce® to meet you.: Institut Straumann AG; 2018.](#)
48. [VITA SUPRINITY® PC: VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & co.kg ; 2016.](#)
49. [VITA AMBRIA® PRESS SOLUTIONS: VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG ; 2020.](#)
50. [Vintage, The Aesthetic Lithium Disilicate System: SHOFU.INC; 2015.](#)
51. [Vintage LD Press Vintage LD Vintage art LF, instructions for use: SHOFU.INC;2016.](#)
52. [New Frontier of Lithium Disilicate CAD/CAM Blocks. Amber Mill.User's Manua: HASS BIO America Inc.](#) (τελευταία προσπέλαση στις 23/10/2020)
53. [New Frontier of Lithium Disilicate CAD/CAM Blocks.Amber Mill.: HASS BIO America Inc.](#) (τελευταία προσπέλαση στις 23/10/2020)
54. [Lithium Disilicate Press Ingots. Amber Press: HASS BIO America Inc.](#) (τελευταία προσπέλαση στις 23/10/2020)
55. [Lithium Disilicate Press Ingots. Amber Press. User's Manual : HASS BIO America Inc](#) (τελευταία προσπέλαση στις 23/10/2020).
56. [Lithium Disilicate Press on Zirconia. Amber LiSi-POZ.User's Manual : HASS BIO America Inc.](#) (τελευταία προσπέλαση στις 23/10/2020)
57. [Competence in All-Ceramics: Ivoclar Vivadent, 2018.](#)
58. Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger VA. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress2 and the IPS Empress glass-ceramics. 2000;53(4): p. 297-303.
59. Marquardt P, Strub JR. Survival rates of IPS Empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures:

- Results of a 5-year prospective clinical study. Quintessence International. 2006;37(4): p. 253-259.
60. Goonawardhana D. IPS E.MAX. EC Dental Science. 9.3 (2017): p. 106-123.
 61. [IPS emax Press Monolithic Solutions : Ivoclar Vivadent AG; 2014](#)
 62. [IPS emax The Future of All-Ceramic Dentistry: Ivoclar Vivadent AG ; 2009.](#)
 63. [IPS emax CAD The original lithium disilicate CAD/CAM glass-ceramic: Ivoclar Vivadent; 2018.](#)
 64. [IPS emax CAD Scientific Documentation: Ivoclar Vivadent AG ; 2009.](#)
 65. [IPS emax Press Instructions for use: Ivoclar Vivadent; 2007.](#)
 66. [IPS e.max Press Monolithic Solutions Instructions For Use: Ivoclar Vivadent AG; 2014.](#)
 67. [IPS e.max Press Monolithic Solutions Instructions for use: Ivoclar Vivadent AG; 2017.](#)
 68. [IPS e.max Press Instructions For Use: Ivoclar Vivadent AG; 2009.](#)
 69. [IPS e.max CAD Scientific Documentation: Ivoclar Vivadent AG ; 2011.](#)
 70. [Quick guide for n!ce restorations: straumann; 2019.](#)
 71. [IPS e.max CLINICAL GUIDE: Ivoclar Vivadent; 2013.](#)
 72. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips' science of dental materials. 12th ed.: Elsevier; 2013: p. 49-66.
 73. Sakaguchi RL, Powers JM. Craig's restorative dental materials. 13th ed.: Elsevier; 2012: p. 34-50.
 74. Κωνσταντίδης Σ, Ντρίβας Ν, Πρελορέντζος Λ. Φυσική Ι μηχανική και συγχρονη φυσική: ΑΠΑΚΥΝΘΟΣ; 2007: p.241-246.
 75. Wang F, Gao J, Wang H, Chen JH. Flexural strength and translucent characteristics of lithium disilicate glass–ceramics with different P₂O₅ content. Materials & Design. 2010;31(7): p. 3270-3274.
 76. Fonzar RF, Carrabba M, Sedda M, Ferrari M, Goracci C, Vichi A. Flexural resistance of heat-pressed and CAD-CAM lithium disilicate with different translucencies. Dental Materials. 2017;33(1): p. 63-70.
 77. Mohsen C. Corrosion effect on the flexural strength & micro-hardness of ips e-max ceramics. Open Journal of Stomatology. 2011;1(2): p. 29-35.
 78. Rashid H. The effect of surface roughness on ceramics used in dentistry: A review of literature.

- European Journal of Dentistry. 2014;8(4): p. 571-579.
79. Ansong R, Flinn B, Chung KH, Mancl L, Ishibe M, Raigrodski AJ. Fracture toughness of heat-pressed and layered ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2013;109(4): p. 234-240.
80. Nohut S, Lu C. Fracture statistics of dental ceramics: Discrimination of strength distributions. *Ceramics International*. 2012;38(6): p. 4979-4990.
81. Alkadi L, Ruse ND. Fracture toughness of two lithium disilicate dental glass ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016;116(4): p. 591-596.
82. Al-Thobity AM, Alsalman A. Flexural properties of three lithium disilicate materials: An in vitro evaluation. *The Saudi Dental Journal*. 2020: p. 1-8. <https://doi.org/10.1016/j.sdentj.2020.07.004>.
83. Isgro G, Rodi D, Sachs A, Hashimoto M. Modulus of elasticity of two ceramic materials and stress-inducing mechanical deformation following fabrication techniques and adhesive cementation procedures of a dental ceramic. *International Journal of Biomaterials*. 2019;: p. 1-7.
84. Robert HJ, Stephen BC, Gene HA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1989;62(4): p. 405-408.
85. Mounajjed R, Layton DM, Azar B. The marginal fit of E.max Press and E.max CAD lithium disilicate restorations:A critical review. *Dental Materials Journal*. 2016;35(6): p. 835-844.
86. Dolev E, Bitterman Y, Meirowitz A. Comparison of marginal fit between CAD-CAM and hot-press lithium disilicate crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2019;121(1): p. 124-128.
87. Anadioti E, Aquilino SA, Gratton DG, Holloway JA, Denry I, Thomas GW, Qian F. 3D and 2D marginal fit of pressed and CAD/CAM lithium disilicate crowns made from digital and conventional impressions. *Journal of Prosthodontics*. 2014;23(8): p. 610-617.
88. Neves FD, Prado CJ, Prudente MS, Carneiro TA, Zancopé K, Davi LR, Mendonça G, Cooper LF, Soares CJ. Micro-computed tomography evaluation of marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated by using chairside CAD/CAM systems or the heat-pressing technique. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2014;112(5): p. 1134-1140.
89. Lawson NC, Janyavula S, Syklawer S, McLaren EA, Burgess JO. Wear of enamel opposing zirconia and lithium disilicate after adjustment, polishing and glazing. *Journal of dentistry*. 2014;42(12): p. 1586-1591.
90. Lawson NC, Janyavula S, Syklawer S, McLaren EA, Burgess JO. Wear properties of dental ceramics and porcelains compared with human enamel. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2016;115(3): p. 350-355.

91. Peng Z, Izzat Abdul Rahman M, Zhang Y, Yin L. Wear behavior of pressable lithium disilicate glass ceramic. *Journal of Biomedical Materials research. Part B, Applied Biomaterials*. 2015;104(5): p. 968-978.
92. Naumova EA, Schneider S, Arnold WH, Piwowarczyk A. Wear behavior of ceramic CAD/CAM crowns and natural antagonists. *Materials*. 2017;10(3): p. 244.
93. Stawarczyk B, Dinse L, Eichberger M, Jungbauer R, Liebermann A. Flexural strength, fracture toughness, three-body wear, and Martens parameters of pressable lithium-X-silicate ceramics. *Dental Materials*. 2020;36(3): p. 420-430.
94. Lawson NC, Bansal R, Burgess JO. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dental Materials*. 2016;32(11): p. 275-283.
95. Awad D, Stawarczyk B, Liebermann A, Ilie N. Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2015;113(6): p. 534-540.
96. Wang F, Takahashi H, Iwasaki N. Translucency of dental ceramics with different thicknesses. *he Journal of Prosthetic Dentistry*. 2013;110(1): p. 14-20.
97. Ilie N, Hickel R. Correlation between ceramics translucency and polymerization efficiency through ceramics. *Dental Materials*. 2008;7(24): p. 908-904.
98. Niu E, Agustin M, Douglas RD. Color match of machinable lithium disilicate ceramics: Effects of cement color and thickness. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2014;111(1): p. 42-50.
99. Brodine BA, Koriath TV, Morrow B, Shafter MA, Hollis WC, Cagna DR. Surface roughness of milled lithium disilicate with and without reinforcement after finishing and polishing: An in vitro study. *Journal of Prosthodontics*. 2020: p. 1-7. <https://doi.org/10.1016/j.sdentj.2020.07.004>.