



Πανεπιστήμιο Δυτικής Αττικής
Σχολή επιστημών Υγείας και πρόνοιας
Τμήμα Βιοϊατρικών Επιστημών
Τομέας Οδοντικής Τεχνολογίας
Πρόγραμμα Μεταπτυχιακών Σπουδών



ΣΥΓΧΡΟΝΗ ΠΡΟΣΘΕΤΙΚΗ ΟΔΟΝΤΙΚΗΣ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ

ΤΙΤΛΟΣ

«Η αντοχή κόπωσης των ψηφιακών οδοντιατρικών ολοκεραμικών αποκαταστάσεων.»

ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ
ΤΣΙΑΡΑ ΔΗΜΗΤΡΑ
Α.Μ:21016

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ: ΠΡΟΜΠΟΝΑΣ ΑΝΤΩΝΙΟΣ

ΑΘΗΝΑ 2023



UNIVERSITY OF WEST ATTICA
FACULTY OF HEALTH AND CARE SCIENCES
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL SCIENCES
DIVISION OF DENTAL TECHNOLOGY
POSTGRADUATE PROGRAMM
«ADVANCED PROSTHETICS IN DENTAL TECHNOLOGY»



TITLE

“The fatigue strength of the digital all-ceramic dental prostheses”

MASTER'S THESIS
TSIARA DIMITRA
C.N:21016

SUPERVISOR: PROMPONAS ANTONIOS

ATHENS 2023

Σήμερα 20/04/2024 έγινε παρουσίαση της Μεταπτυχιακής Διπλωματικής Εργασίας της μεταπτυχιακής φοιτήτριας Τσιάρα Δήμητρας με ΑΜ 21016 ενώπιον της κάτωθι εξεταστικής επιτροπής

| ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ | ΒΑΘΜΟΣ (ΟΛΟΓΡΑΦΩΣ) | ΥΠΟΓΡΑΦΗ |
|---|---------------------------|-----------------|
| ΑΝΤΩΝΙΟΣ ΠΡΟΜΠΟΝΑΣ ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ | | |
| ΓΙΑΝΝΙΚΑΚΗΣ ΣΤΑΥΡΟΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ | | |
| ΓΑΛΙΑΤΣΑΤΟΣ ΑΡΙΣΤΕΙΔΗΣ ΑΝΑΠΛΗΡΩΤΗΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ | | |
| | | |

ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗΣ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Η κάτωθι υπογεγραμμένη Τσιάρα Δήμητρα του Διονυσίου, με αριθμό μητρώου 21016 φοιτήτρια του Προγράμματος Μεταπτυχιακών Σπουδών Σύγχρονη Προσθετική Οδοντικής Τεχνολογίας του Τμήματος Βιοϊατρικών επιστημών της Σχολής Επιστημών Υγείας και Πρόνοιας του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, δηλώνω ότι: «Είμαι συγγραφέας αυτής της μεταπτυχιακής 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. Παράβαση της ανωτέρω ακαδημαϊκής μου ευθύνης αποτελεί ουσιώδη λόγο για την ανάκληση του πτυχίου μου».

Η Δηλούσα

Τσιάρα Δήμητρα



ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Με την παρούσα διπλωματική εργασία ολοκληρώνονται οι σπουδές μου στο μεταπτυχιακό πρόγραμμα σπουδών «ΣΥΓΧΡΟΝΗ ΠΡΟΣΘΕΤΙΚΗ ΟΔΟΝΤΙΚΗΣ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ» του Τμήματος Βιοϊατρικών Επιστημών Τομέα Οδοντικής Τεχνολογίας του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής. Ευχαριστώ θερμά όλους τους καθηγητές που συνέβαλαν στις γνώσεις που αποκόμισα και θα αποτελούν εφόδιο στη ζωή μου. Η ολοκλήρωση της εργασίας αυτής θα ήταν αδύνατη χωρίς την πολύτιμη στήριξη του επιβλέποντα καθηγητή μου κ. Προμπονά Αντώνιου. Του εκφράζω ένα μεγάλο ευχαριστώ για τον πολύτιμο χρόνο που διέθεσε αλλά και την βοήθεια που ποτέ δεν αρνήθηκε να μου δώσει.

Περιεχόμενα

| | |
|--|----|
| Λίστα Πινάκων | ii |
| Λίστα Εικόνων | ii |
| Περίληψη | v |
| Summary | vi |
| 1. ΙΣΤΟΡΙΚΗ ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ..... | 1 |
| ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ | 7 |
| 2. Γενικά για τα συστήματα CAD-CAM | 7 |
| 2.1. Τα Συστήματα CAD-CAM στην Οδοντιατρική | 7 |
| 2.2. CAD/CAM στην οδοντιατρική καρέκλα | 12 |
| 2.3. Πράσινη κατεργασία υπερμεγεθών κομματιών | 12 |
| 2.4. Κατηγοριοποίηση υλικών στην επιστήμη της κεραμικής | 12 |
| 2.4.1. Κυρίως Υαλώδη κεραμικά | 14 |
| 2.4.2. Υαλοι με ενισχυτικές ουσίες | 16 |
| 2.4.3. Υαλοκεραμικά | 16 |
| 2.4.4. Πολυκρυσταλλικά κεραμικά | 17 |
| 2.4.5. Κεραμικά ρητινώδους μήτρας | 18 |
| 2.5. Μηχανικές Ιδιότητες | 20 |
| 2.5.1. Ανθεκτικότητα στη θραύση | 21 |
| 2.5.2. Μέτρο ελαστικότητας (Modulus of Elasticity) | 22 |
| 2.5.3. Σκληρότητα (hardness)..... | 23 |
| Σκληρότητα Vickers | 23 |
| 2.5.4. Κόπωση | 24 |
| ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ | 25 |
| 3. Το πρόβλημα της κόπωσης των οδοντιατρικών προσθέσεων | 25 |
| 3.1. Νεότερες απόψεις για την κόπωση των οδοντιατρικών υλικών..... | 25 |
| 3.2. Στατική μέθοδος..... | 35 |
| 3.3. Δυναμική μέθοδος | 36 |
| 3.4. Κυκλική μέθοδος..... | 36 |
| 4. Μελέτες κόπωσης των ολοκεραμικών συστημάτων (υλικών και προσθετικών αποκαταστάσεων)..... | 38 |
| 4.1 Μελέτες κόπωσης με πλήρως ανατομικά δοκίμια | 38 |
| 4.2. Μελέτες κόπωσης με μη ανατομικά δοκίμια – καλύπτρες | 66 |
| 4.3. Μελέτες κόπωσης με γεωμετρικά δοκίμια..... | 77 |
| 5. ΣΥΖΗΤΗΣΗ..... | 88 |
| 6. Συμπεράσματα..... | 99 |

| | |
|---------------------------------|-----|
| ΣΥΝΟΠΤΙΚΟΣ ΠΙΝΑΚΑΣ ΑΡΘΡΩΝ | 102 |
| Βιβλιογραφία | 109 |

Λίστα Πινάκων

| | |
|--|----|
| Πίνακας 1. Τεχνικές μέτρησης κόπωσης και εφαρμογή τους ²⁵ | 31 |
| Πίνακας 2. Περιγραφή των υλικών που χρησιμοποιήθηκαν - Μελέτη σχεδίου έρευνας ⁴² | 67 |
| Πίνακας 3. Υλικά CAD/CAM , πληροφορίες κατασκευής και οδηγίες συγκόλλησης σύμφωνα με τους κατασκευαστές ⁴⁴ | 74 |
| Πίνακας 4. Υλικά και ιδιότητες (πληροφορίες κατασκευαστών) ⁵³ | 84 |

Λίστα Εικόνων

| | |
|---|----|
| Εικόνα 1. Συλλογή πορσελάνων στο Schloss Charlottenburg στο Βερολίνο0..... | 2 |
| Εικόνα 2. Ολοκληρωμένο σύστημα CAD/CAM ¹⁰ | 9 |
| Εικόνα 3. Διαφορές συμβατικής και ψηφιακής ροής εργασίας οδοντιατρικής αποκατάστασης ⁵ | 10 |
| Εικόνα 4. Κεραμικά με βάση τη μικροδομή τους ¹ | 13 |
| Εικόνα 5. Σύνθεση οδοντιατρικών κεραμικών με βάση την σύνθεση τους όσον αφορά τη μήτρα και τις ενισχυτικές ουσίες ³ | 14 |
| Εικόνα 6. Τρισδιάστατο δίκτυο γεφυρών αστριούχων υάλων ³ | 15 |
| Εικόνα 7. Απεικονίζεται η οπτική ενός υλικού της κατηγορίας πυριτικού λιθίου ενισχυμένου με ζirkόνιο ¹³ | 17 |
| Εικόνα 8. Bruxzir ζirkονία πλήρους περιγράμματος σε οπίσθια περιοχή ¹⁵ | 18 |
| Εικόνα 9. Προτεινόμενο σύστημα ταξινόμησης κεραμικών συστημάτων ¹⁶ | 20 |
| Εικόνα 10. α)Μέθοδος δοκού με εγκοπή V μονής ακμής β)Μέθοδος Vickers ²⁰ | 22 |
| Εικόνα 11. Μηχάνημα παρασκευής εγκοπής V ²¹ | 22 |
| Εικόνα 12. Σχέση μεταξύ του μεγέθους του ελαττώματος , του χρόνου λειτουργίας και της υπολειπόμενης αντοχής σε θραύση. Προκαλούμενο από ένα συνδυασμό εφαρμοζόμενης τάσης σε διαβρωτικό υδάτινο περιβάλλον, ένα ελάττωμα μεγαλώνει με την πάροδο του χρόνου σε ένα κρίσιμο μέγεθος προκαλώντας αστοχία κόπωσης σε μειωμένο επίπεδο τάσης σε σύγκριση με το αδρανές κάταγμα ²⁵ | 29 |
| Εικόνα 13. Η υποβαθμιστική επίδραση του νερού στην αργή ανάπτυξη της ρωγμής εξηγείται από μια διαβρωτική, ελεγχόμενη από την διάχυση επίθεση μορίων νερού στην άκρη μιας ρωγμής, υδρολύοντας δεσμούς σιλοξάνης (Si-O- Si). Κάτω από μηχανικά φορτία οι δεσμοί Si-O-Si καταπονούνται, γεγονός που επιταχύνει περαιτέρω την υδρολυτική αντίδραση ²⁵ | 32 |
| Εικόνα 14. Οι κύριοι μηχανισμοί σκλήρυνσης που είναι αποτελεσματικοί στα κεραμικά είναι η παραμόρφωση ρωγμών, η θωράκιση ζώνης ή η θωράκιση επαφής που απεικονίζεται με α) ενεργοποίηση ρωγμής(crack wake-) β) γεφύρωση γ) μετασχηματισμό και δ) σκλήρυνση σφήνας ²⁵ | 33 |
| Εικόνα 15. Μηχανισμός σκλήρυνσης στη μικροδομή του διπυριτικού λιθίου: η μικρορωγή και η απόκλιση της ρωγμής είναι αποτελεσματικά στο να οδηγήσουν σε ανώτερη ανθεκτικότητα σε θραύση ανάμεσα σε οδοντιατρικά κεραμικά με βάση το πυρίτιο ²⁵ | 34 |

| | |
|---|----|
| Εικόνα 16. Μέθοδος δυναμικής κόπωσης : διαδικασία αξιολόγησης και επίδραση της στατιστικής επεξεργασίας στον υπολογισμό της τιμής n. Ο υπολογισμός της n τιμής με βάσει τις παραμέτρους της κλίμακας Weibull φαίνεται να παρουσιάζει την καλύτερη αξιοπιστία ²⁵ . | 36 |
| Εικόνα 17. Πρόγραμμα φόρτισης σε ένα τυπικό κυκλικό πείραμα που προσομοιώνει τη μάζηση. Περιγράφει τη μέση τάση $\sigma_m = (\sigma_{min} - \sigma_{max})/2$ και το πλάτος της τάσης $\sigma_a = (\sigma_{min} + \sigma_{max})/2$ ²⁵ . | 37 |
| Εικόνα 18. Σχηματική παράσταση S-N που δείχνει την υποβάθμιση της αντοχής S για δύο υλικά με αυξανόμενους κύκλους φορτίου N ²⁵ . | 37 |
| Εικόνα 19. Κατανομές επιβίωσης ανά υλικό σε κάθε φόρτωση ³¹ . | 39 |
| Εικόνα 20. Τα στοιχεία που συμπεριλαμβάνονται στο μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων του προγομφίου. a) το αποκατεστημένο δόντι με το ημισφαίριο b) ημισφαίριο c) κεραμική στεφάνη d) συγκολλητική ρητίνη e) οδοντίνη f) αδαμαντίνη g) πολφός ³³ . | 41 |
| Εικόνα 21. Σύγκριση μεταξύ πειραματικών αστοχιών και αριθμητικής ανάλυσης. a) αστοχία στο σημείο επαφής b) αποτυχία στην κεντρική αύλακα c) εικόνα SEM από αστοχία στο σημείο επαφής d) εικόνα SEM από αστοχία στην κεντρική αύλακα e) ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων που δείχνει τις υψηλότερες κατανομής τάσεων f) εικόνα SEM αστοχίας στην κεντρική αύλακα από ευρύτερη οπτική ³³ . | 43 |
| Εικόνα 22. A) η γέφυρα στα συνθετικά παρασκευάσματα B) το δείγμα τοποθετημένο σε ορθογώνια μεταλλική μήτρα για ενσωμάτωση σε πολυουρεθάνη C) συσκευή αλουμινίου σχεδιασμένη για μηχανικές δοκιμές σε ορθογώνια θέση για την σωστή εισαγωγή των μπλοκ πολυουρεθάνης D) κλίση 30 ⁰ του δείγματος σε σχέση με το οριζόντιο επίπεδο. Το άκρο καρβιδίου βολφραμίου έρχεται σε επαφή με τις εσωτερικές κλίσεις του παρειακού φύματος του γεφυρώματος E) - F) το δείγμα σε θέση για το τεστ κλίμακας ³⁶ . | 46 |
| Εικόνα 23. Χαρτογράφηση καταγμάτων. Στους μαύρους κύκλους απεικονίζονται οι περιοχές που εξετάστηκαν. Με τις λευκές διακεκομμένες γραμμές υποδηλώνονται οι περιοχές πιθανής έναρξης των ρωγμών. Με τα μαύρα βέλη υποδεικνύεται η κατεύθυνση διάδοσης της ρωγμής και με τα λευκά η προέλευση του κατάγματος ³⁶ . | 47 |
| Εικόνα 24. Αστοχίες των γεφυρών A) IPS e.max Press, κάταγμα στο γεφύρωμα B) IPS e.max ZirCAD MT, κάταγμα στον άπω σύνδεσμο C) IPS e.max ZirCAD MT με μειωμένο μέγεθος συνδέσμου, κάταγμα στον άπω σύνδεσμο ²² . | 50 |
| Εικόνα 25. Αριθμός κύκλων μέχρι να εμφανιστεί αστοχία σε συνάρτηση με το φορτίο που ασκήθηκε στον προσομοιωτή μάζησης. Οι γραμμές υποδεικνύουν τον διάμεσο αριθμό κύκλων που είναι απαραίτητοι για την παρατήρηση μιας αστοχίας χρησιμοποιώντας μοντέλο παλινδρόμησης Weibull. Δεν παρατηρήθηκε αστοχία μετά τους 2×10^6 κύκλους για τις γέφυρες που απεικονίζονται στην κορυφή του γραφήματος ²² . | 51 |
| Εικόνα 26. Μασητική όψη επιφανειακής βλάβης μετά από 2 εκατομμύρια κύκλους (0,8x). Μικρές (A) και μεγάλες (C) φθοράς στις στεφάνες RNC. Φθορές (C) και ρωγμές (D) στις στεφάνες LD μετά από 2 εκατομμύρια κύκλους ³⁷ . | 55 |
| Εικόνα 27. A) Μασητική ζημιά στη στεφάνη LD (1,25x). B) Στην πλάγια όψη του γυαλισμένου δείγματος (4x), η ανάλυση ζημιών έδειξε εσωτερικές ρωγμές κώνου που προκαλούνται από την επαφή (I). C) Εσωτερικές ρωγμές κώνου που εκτείνονται στην επιφάνεια κονιάς (I), το μαύρο βέλος δείχνει το στρώμα ρητινώδους κονιάς (1,6x) ³⁷ . | 56 |
| Εικόνα 28. A) Μασητική φθορά σε στεφάνη LD (0,8x) B) Πλευρική απεικόνιση (0,8x) C) Πλευρική απεικόνιση (2,5 x) μικρών κώνων (CC) και ακτινωτών ρωγμών (R) που προκαλούνται από κάμψη ³⁷ . | 56 |
| Εικόνα 29. Πλάγια όψη στεφανών RNC. Στο A (0,8x), δεν εντοπίστηκε ζημιά, ωστόσο στο B (1,6x) μια ακτινωτή ρωγμή (R) εκτείνεται σε όλο το πάχος, στην παρειακή επιφάνεια ³⁷ . | 57 |

| | |
|---|----|
| Εικόνα 30. Α) Πλάγια όψη (1,6x) της στεφάνης RNC που δείχνει μια ακτινωτή ρωγμή που διαδόθηκε προς τα πάνω και προς τα κάτω (μαύρα βέλη) μέσω της διεπαφής (λευκό βέλος) του σύνθετου υποστρώματος (S) και της ρητινώδους κονιάς. Β) 2,5x μεγέθυνση που δείχνει την ακτινωτή ρωγμή (R), την κονία (C) και το σύνθετο υπόστρωμα (S) ³⁷ | 57 |
| Εικόνα 31. Λειτουργίες βλάβης στις στεφάνες RNC. Α) μασητική όψη (0,8x) της οποίας η τομή φαίνεται στο Β. Β) Πλάγια όψη που φαίνεται σε μεγάλη μεγέθυνση. Στο C (4x) εντοπίζουμε μια ακτινωτή ρωγμή που προκαλείται από κάμψη (R) στο παρειακό φύμα. Τα D και E (4x) δείχνουν εξωτερικές ρωγμές κώνου γύρω από την περιοχή εσοχής ³⁷ | 57 |
| Εικόνα 32. Μέγιστη κατανομή κύριας τάσης για την αποκατάστασης ZC a) υπό φόρτιση 200N και ολίσθηση 0,7 mm b) υπό φόρτιση 780N και ολίσθηση 1,2 mm c) μεταλλοκεραμική υπό φόρτιση 200N και ολίσθηση 0,7 mm d) μεταλλοκεραμική υπό φόρτιση 780N και ολίσθηση 1,2 mm ⁴⁰ | 62 |
| Εικόνα 33. Εικόνες σάρωσης μικρο-CT που χρησιμοποιούνται για τη μέτρηση του πάχους του διακένου σε πέντε διαφορετικές περιοχές: (1) αυχενική (2) αξονική γωνία. (3) αξονική (4) μασητική γωνία. (5) μασητική. Ομάδες κοπής CAD/CAM (A) και πρεσσαριστό(B) ⁴¹ | 65 |
| Εικόνα 34. Εικόνες σπασμένων δειγμάτων σε ηλεκτρονικό μικροσκόπιο σάρωσης. Τα κόκκινα βέλη υποδεικνύουν ρωγμές στην κεραμική κατασκευή που διαδίδονται παράλληλα με την εφαρμογή φορτίου από την φρεζαρισμένη επιφάνεια. LD, διπυριτικό λίθιο. Trans YZ, ημιδιαφανές πολυκρυσταλλικό ζirkόνιο πλήρως σταθεροποιημένο με ύτριο ,ZLS, υαλοκεραμικό πυριτικό λίθιο ενισχυμένο με ζirkόνιο. Αρχική μεγέθυνση ×150 ⁴² | 69 |
| Εικόνα 35. Εικόνες ηλεκτρονικού μικροσκοπίου σάρωσης που απεικονίζουν μετρήσεις πάχους στη μασητική διεπιφάνεια. LD, διπυριτικό λίθιο. Trans YZ, ημιδιαφανές πολυκρυσταλλικό ζirkόνιο πλήρως σταθεροποιημένο με ύτριο, ZLS, υαλοκεραμικό πυριτικό λίθιο ενισχυμένο με ζirkόνια. Αρχική μεγέθυνση ×100 ⁴² | 70 |
| Εικόνα 36. Τοπογραφία και μικροδομή των κεραμικών υλικών που ελήφθησαν από μικροσκόπιο ατομικής δύναμης 5×5μm. Πιο ετερογενής επιφάνεια παρατηρήθηκε στο LD, ακολουθούμενη από το ZLS και το Trans YZ. LD, διπυριτικό λίθιο. Trans YZ, ημιδιαφανές πολυκρυσταλλικό ζirkόνιο πλήρως σταθεροποιημένο με ύτριο. ZLS, υαλοκεραμικό πυριτικό λίθιο ενισχυμένο με ζirkόνιο ⁴² | 71 |
| Εικόνα 37. Τεχνική αντιγράφου ⁴³ | 72 |
| Εικόνα 38. Παράδειγμα μετρήσεων με βλάβη λόγω κόπωσης μετά από 1 εκατομμύριο κύκλους. Αριστερά OCT και δεξιά με μικροσκόπιο ⁴⁴ | 76 |
| Εικόνα 39. Παράδειγμα σημείου μέτρησης με μικρορωγμές: EM (a), VE (b), LU (c), BC (d), CS (e) C* = παράδειγμα ρωγμής κώνου με κατεύθυνση διάδοσης ρωγμής, R* = παράδειγμα ακτινωτής ρωγμής με κατεύθυνση διάδοσης ρωγμής, πλαίσιο = μασητική επιφάνεια επαφής - OCA. Η θλιπτική τάση εντοπίζεται κάτω από το OCA και η τάση εφελκυσμού συγκεντρώνεται στην εσωτερική πλευρά της αποκατάστασης στη διεπιφάνεια κονιάς ⁴⁶ | 77 |
| Εικόνα 40. Εικόνες επιφανειών θραύσης. Από αριστερά προς τα δεξιά: ομάδα ελέγχου, αεροτριβής και γυαλισμένες ²⁶ | 79 |
| Εικόνα 41. Εικόνες SEM αριστερά μεγέθυνση 5000x και δεξιά εικόνες AFM 10μm x 10μm. που υποδεικνύουν τα τοπογραφικά μοτίβα σε συντηγμένα δείγματα μετά την επεξεργασία που δέχτηκαν πριν την σύντηξη ⁴⁸ | 81 |
| Εικόνα 42. Εικόνες SEM που δείχνουν την σύνθεση και την τοπογραφία ⁵³ | 86 |

Περίληψη

Τα κεραμικά υλικά χρησιμοποιούνται στην επανορθωτική οδοντιατρική από τα τέλη του 1700 και εξελίσσονται γρήγορα για να ωφελήσουν ένα ευρύ φάσμα εφαρμογών. Η ανάπτυξη νέων μικροδομών για κεραμικά υλικά έχει προκαλέσει σημαντική αλλαγή στη ροή κλινικών εργασιών για οδοντιάτρους και τεχνολόγους, με τα συστήματα CAD-CAM να γίνονται μια ευρέως διαδεδομένη τεχνολογία στην οδοντιατρική. Οι μηχανικές ιδιότητες των κεραμικών υλικών, όπως η αντοχή τους στη θραύση, το μέτρο ελαστικότητας, η κόπωση είναι σημαντικοί παράγοντες που πρέπει να λαμβάνονται υπόψη κατά την επιλογή ενός υλικού για οδοντιατρικές αποκαταστάσεις. Οι παράμετροι κόπωσης που λαμβάνονται από εργαστηριακές δοκιμές πρέπει να μεταφραστούν σε πληροφορίες που εξηγούν ή προβλέπουν την κλινική αποτυχία. Η πρόβλεψη της μακροχρόνιας ζωής των οδοντιατρικών υλικών στο στοματικό περιβάλλον θα πρέπει να βασίζεται σε δεδομένα κόπωσης και όχι μόνο στη στατική αντοχή. Η τελική επιλογή ενός συγκεκριμένου τύπου κεραμικού, θα πρέπει να εξαρτάται από την προσεκτική αξιολόγηση των δεδομένων που σχετίζονται με τα κατάλληλα επιστημονικά στοιχεία και τις πραγματικές αισθητικές ανάγκες του ασθενούς.

Λέξεις κλειδιά: κόπωση, αντοχή στην κόπωση, CAD/CAM, ολοκεραμικές αποκαταστάσεις, ζirkονία, διπυριτικό λίθιο.

Summary

Ceramic materials have been used in restorative dentistry since the late 1700s and are rapidly evolving to benefit a wide range of applications. The development of new microstructures for ceramic materials has caused a significant change in the clinical workflow for dentists and technologists, with CAD-CAM systems becoming a widespread technology in dentistry. The mechanical properties of ceramic materials such as their fracture toughness, modulus of elasticity, fatigue are important factors to consider when choosing a material for dental restorations. Fatigue parameters obtained from laboratory tests must be translated into information that explains or predicts clinical failure. The prediction of the long-term life of dental materials in the oral environment should be based on fatigue data and not only on static strength. The final selection of a specific type of ceramic should depend on a careful evaluation of the data related to the appropriate scientific evidence and the actual aesthetic needs of the patient.

Keywords: fatigue, fatigue strength, CAD/CAM, all-ceramic restorations, zirconia, lithium disilicate.

1. ΙΣΤΟΡΙΚΗ ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ

Αν και η συνηθισμένη χρήση κεραμικών στην επανορθωτική οδοντιατρική είναι ένα πρόσφατο φαινόμενο, η επιθυμία για ένα ανθεκτικό και αισθητικό υλικό είναι αρχαία. Οι περισσότεροι πολιτισμοί μέσω των αιώνων έχουν αναγνωρίσει τα δόντια ως αναπόσπαστο κομμάτι του προσώπου για την υγεία, τη νεότητα, την ομορφιά και την αξιοπρέπεια. Τα δόντια έχουν συνήθως καθοριστεί με έναν ισχυρό, ρόλο σε πολιτισμούς όπου οδοντοστοιχίες ακρωτηριάζονται σκόπιμα ως εμπνευσμένες από τη ματαιοδοξία, τη μόδα, και μυστικιστικές και θρησκευτικές πεποιθήσεις. Ως εκ τούτου, είναι σχεδόν παγκόσμιο φαινόμενο η απροσδόκητη απώλεια της δομής των δοντιών και, ιδιαίτερα, τα ελλείποντα πρόσθια δόντια να δημιουργούν σωματικά, λειτουργικά και συχνά ψυχολογικά και κοινωνικά προβλήματα.¹

Τα κεραμικά υλικά πλέον εξελίσσονται ραγδαία προς όφελος ενός ευρέως φάσματος εφαρμογών.² Στις αρχές του 1700, πολλοί Ευρωπαίοι κυβερνήτες ξόδεψαν τεράστια κεφάλαια εισάγοντας πορσελάνες από Κίνα και Ιαπωνία με πάνω από τρία εκατομμύρια κομμάτια κινεζικής πορσελάνης να φτάνουν στην Ευρώπη μεταξύ 1604 και 1657.

Η Εικόνα 1 από το Schloss Charlottenburg στο Βερολίνο είναι αντιπροσωπευτικό μόνο μικρών τμημάτων μιας από αυτές τις συλλογές.² Στην οδοντιατρική, το κεραμικό πρωτοπαρουσιάστηκε ως υλικό αποκατάστασης στα τέλη του 1700, όπου και μπορούν να αναπαράγουν το σχήμα και το χρώμα του φυσικού δοντιού. Αργότερα, γύρω στο 1710, ο Böttger εισήγαγε τον άστριο ως υλικό στις κινεζικές πορσελάνες. Έγινε το κύριο συστατικό των οδοντιατρικών σκευασμάτων με το έργο του de Chemant στην Αγγλία στις αρχές της δεκαετίας του 1800 και μια ιδιαίτερη ιδιότητα υψηλού καλίου άστριοι εκμεταλλεύτηκαν το 1962, οδηγώντας στη συντριπτική πλειοψηφία των αισθητικών οδοντιατρικών κεραμικών που χρησιμοποιούνται σήμερα, είτε μεταλλοκεραμικό είτε ολοκεραμικό.³



Εικόνα 1. Συλλογή πορσελάνων στο Schloss Charlottenburg στο Βερολίνο²

Αυτό το αστριούχο γυαλί έγινε αργότερα το κύριο συστατικό σε αισθητικές αποκαταστάσεις πορσελάνης στην οδοντιατρική. Το 1808, ένας Παριζιάνος οδοντίατρος (Fonzi) βελτίωσε σημαντικά την εφαρμογή των δοντιών από πορσελάνη στερεώνοντας μια καρφίδα πλατίνας σε κάθε δόντι οδοντοστοιχίας.

Το 1817 ο Planteau Γάλλος οδοντίατρος εισήγαγε πορσελάνινα δόντια στις Ηνωμένες Πολιτείες μέσω ενός καλλιτέχνη, ο οποίος στη συνέχεια ανέπτυξε την εμπορική παραγωγή πορσελάνινων δοντιών το 1825 από τον Stockton. Στην Αγγλία, μια εταιρεία με την επωνυμία Ash επεξεργάστηκε μια βελτιωμένη έκδοση δοντιών από πορσελάνη το 1837. Δύο χρόνια αργότερα ο Pfaff από τη Γερμανία ανέπτυξε μια τεχνική που επέτρεπε τα πορσελάνινα δόντια να χρησιμοποιηθούν αποτελεσματικά στη βάση της οδοντοστοιχίας.²

Το 1889, ο Charles H. Land κατοχύρωσε με δίπλωμα ευρεσιτεχνίας τη στεφάνη "jacket" από πορσελάνη. Αυτός ο νέος τύπος κεραμικής στεφάνης εισήχθη τη δεκαετία του 1900. Η διαδικασία συνίστατο στην ανακατασκευή του δοντιού που έλειπε με κάλυμμα πορσελάνης, ή "σακάκι" όπως το ονόμασε ο Land. Η αποκατάσταση χρησιμοποιήθηκε εκτενώς μετά από τις βελτιώσεις που έγιναν από E.B. Spaulding και που δημοσιοποιήθηκαν από W.A. Caron. Αν και δεν είναι γνωστό για τη δύναμή του λόγω εσωτερικών

μικρορωγμών, η στεφάνη πορσελάνης "Jacket" (Porcelain Jacket Crown - PJC) χρησιμοποιήθηκε εκτενώς μέχρι τη δεκαετία του 1950.³

Για να μειωθεί ο κίνδυνος εσωτερικών μικρορωγμών κατά τη διάρκεια της φάσης ψύξης της κατασκευής, η στεφάνη πορσελάνης που συγχωνεύθηκε με μέταλλο (porcelain-fused-to-metal- PFM) αναπτύχθηκε στα τέλη της δεκαετίας του 1950 από τον Abraham Weinstein. Ο δεσμός μεταξύ του μετάλλου και της πορσελάνης εμπόδιζε τη δημιουργία ρωγμών πίεσης. Οι κατασκευασμένες μεταλλικές θήκες από χαμένο κερί αντιμετώπισαν επίσης το πρόβλημα της οριακής εφαρμογής που βιώνουν οι παραδοσιακά κατασκευασμένες στεφάνες πορσελάνης. Ενώ οι στεφάνες PFM έχουν μείωση των αστοχιών πορσελάνης, η προσθήκη ενός αδιαφανούς στρώματος μπλοκαρίσματος μετάλλων μείωσε την αισθητική αυτών των αποκαταστάσεων. Η αναβίωση μιας ολοκεραμικής αποκατάστασης ήρθε το 1965 με την προσθήκη βιομηχανικής πορσελάνης αλουμίνας (πάνω από 50%) στην κατασκευή αστριούχας πορσελάνης. Ο W. McLean και ο T.H. Hughes ανέπτυξαν αυτή τη νέα έκδοση της στεφάνης πορσελάνης που είχε έναν εσωτερικό πυρήνα αλουμίνας πορσελάνης που περιείχε 40% έως 50% κρυστάλλους αλουμίνας. Αν και είχε διπλάσια ισχύ από το παραδοσιακό PJC, θα μπορούσε ακόμα να χρησιμοποιηθεί μόνο στην πρόσθια περιοχή (λόγω της χαμηλότερης αντοχής του). Η υψηλότερη αδιαφάνεια του ήταν επίσης σημαντικό μειονέκτημα.

Μια άλλη εξέλιξη στη δεκαετία του 1950 από την Corning Glass Works οδήγησε στη δημιουργία του συστήματος στεφάνης Dicor® με δυνατότητα χύτευσης. Το γυαλί ενισχύθηκε με διάφορες μορφές μαρμαρυγίας (μίκας). Η διαδικασία περιελάμβανε τη χρήση της τεχνικής χύτευσης χαμένων κεριών, η οποία παρήγαγε αποκατάσταση από χυτό γυαλί. Στη συνέχεια, αυτό ήταν θερμικά επεξεργασμένο ή "κεραμικοποιημένο". Η διαδικασία κεραμικοποίησης παρείχε ελεγχόμενη κρυστάλλωση του γυαλιού που είχε ως αποτέλεσμα το σχηματισμό και ακόμη και τη διανομή μικρών κρυστάλλων. Ο τύπος σχηματισμού κρυστάλλου εξαρτιόταν από το αστριούχο σκεύασμα που χρησιμοποιήθηκε. Παραδείγματα διαφορετικών κρυσταλλικών σχηματισμών είναι λευκίτης, φθορίζοντες ύαλοι, πυριτικό λίθιο και κεραμικά από γυαλί απατίτη. Ο σχηματισμός κρυστάλλου αύξησε τη δύναμη και την ανθεκτικότητα του κεραμικού γυαλιού. Η προκύπτουσα μονοχρωματική στεφάνη σκιάστηκε με την εφαρμογή ενός επιφανειακού στρώματος χρώματος. Οι δυσκολίες επεξεργασίας και η υψηλή συχνότητα εμφάνισης κατάγματος ήταν παράγοντες που οδήγησαν στην εγκατάλειψη αυτού του συστήματος.^{1,2}

Ο λευκίτης προστέθηκε για πρώτη φορά στις πορσελάνες αστρίου για να αυξήσει το συντελεστή θερμικής διαστολής για να ταιριάζει με τα μέταλλα στα οποία ψήνονται. Οι κρυσταλλικές φάσεις λευκίτη βοήθησαν επίσης την αστριούχα πορσελάνη να επιβραδύνει τη διάδοση ρωγμών. Τα κεραμικά υψηλής περιεκτικότητας σε λευκίτη Empress® 1 και βέλτιστο πρεσσαριστό γυαλί (optimal pressable glass - OPC) εισήχθησαν στα τέλη της δεκαετίας του 1980 και ήταν τα πρώτα κεραμικά υλικά με δυνατότητα συμπίεσης. Αν και τα αρχικά βήματα για την κατασκευή για το Empress και το OPC ήταν παρόμοια με το Dicor και το Cerestore στο οποίο σχηματίστηκε η αποκατάσταση σε κερι, ένα θερμαινόμενο κεραμικό ingot ενισχυμένο με λευκίτη πιέστηκε στο καλούπι χρησιμοποιώντας έναν ειδικά σχεδιασμένο κλίβανο συμπίεσης, ενώ η στεφάνη Dicor δημιουργήθηκε χρησιμοποιώντας φυγοκεντρική χύτευση.

Αυτή η διαδικασία συμπίεσης κεραμικών ingots έγινε πολύ δημοφιλής λόγω της αισθητικής και της ευκολίας χρήσης στο εργαστήριο. Παρά την αύξηση της αντοχής του υλικού Empress, το κάταγμα ήταν ακόμα δυνατό όταν χρησιμοποιήθηκε στην οπίσθια περιοχή.

Κατά τη διάρκεια αυτής της περιόδου, αναπτύχθηκε ένα κεραμικό σύστημα πυρήνα με γυάλινη έγχυση. Η Vita χρησιμοποίησε μια διαδικασία χύτευσης στην οποία ο πυρήνας πέτυχε μια πυροσυσσωματωμένη αλουμίνα 85% κατ 'όγκο και εισήγαγε το σύστημα In-Ceram®. Αυτός ο γυάλινος πυρήνας αλουμίνας είχε κάμψη 352 MPa. Για να αυξήσει την διαφάνεια και την αισθητική, η Vita αντικατέστησε την πυροσυσσωματωμένη αλουμίνα με σπινέλιο (spinel) ($MgAl_2O_4$). Η αλλαγή των εγχυμένων οξειδίων μείωσε ελαφρώς την κάμψη της αντοχής, αλλά παρήγαγε μια αποκατάσταση πιο κατάλληλη για την πρόσθια περιοχή. Η Vita πρόσθεσε επίσης μια άλλη παραλλαγή του εμποτισμένου πυρήνα αναμειγνύοντας αλουμίνα με κρύσταλλα οξειδίου του ζirkονίου, γεγονός που αύξησε την κάμψη της αντοχής σε 700 MPa. Προοριζόταν για οπίσθιες στεφάνες και γέφυρες.²

Στα μέσα της δεκαετίας του 1990 η Nobel Biocare εισήγαγε τον πυρήνα Procera® AllCeram, ο οποίος ήταν η πρώτη υποδομή σχεδίασης/κατασκευής με τη βοήθεια υπολογιστή (CAD/CAM). Αυτός ο πυρήνας αποτελούνταν από 99,9% αλουμίνα στην οποία είχε επιστρωθεί ένα αστριούχο κεραμικό.

Η χρήση της τεχνολογίας CAD/CAM ώθησε μια ολόκληρη νέα γενιά κεραμικών υποδομών που αποτελούνται από διοξείδιο του ζirkονίου. Αρκετοί κατασκευαστές (Lava, 3M ESPE; Procera Forte, Nobel Biocare και Cercon, DENTSPLY) εισήγαγαν σκελετούς

στεφανών και γεφυρών που είχαν κοπεί από μπλοκ προ-πυροσσωματωμένου διοξειδίου του ζirkονίου που έχουν σταθεροποιηθεί με ύτριο. Οι υπερμεγέθεις κομμένοι σκελετοί στη συνέχεια πυροσσωματώθηκαν για 11 ώρες στους 1500°C παρέχοντας εξαιρετική εφαρμογή με αντοχή σε κάμψη από 900 MPa έως 1300 MPa. Άλλοι κατασκευαστές (Everest, KaVo, DC-Zirkon, Precident DCS) έκοψαν μπλοκ διοξειδίου του ζirkονίου πλήρως πυροσσωματωμένα (επειδή αφαίρεσε τον παράγοντα συρρίκνωσης), τα οποία μια μελέτη βρήκε ότι έχουν ανώτερη οριακή εφαρμογή. Και οι δύο μέθοδοι κατασκευής παρέχουν ένα πλαίσιο με επαρκή αντοχή στην κάμψη, επιτρέποντάς τους να χρησιμοποιηθούν για οπίσθιες γέφυρες πολλαπλών μονάδων.

Το 1998 η Ivoclar παρουσίασε το IPS Empress II, το οποίο ήταν ένα διπυριτικό κεραμικό υλικό λιθίου που χρησιμοποιήθηκε ως σκελετός μονών και πολλαπλών μονάδων που ενδείκνυται για την πρόσθια περιοχή. Ο σκελετός διαστρωματώθηκε με κεραμικό ειδικά σχεδιασμένο για το διπυριτικό λίθιο.

Το Authentic®, ένα κεραμικό υλικό δεύτερης γενιάς, χαμηλής σύντηξης, υψηλής διαστολής, λευκίτης ενισχυμένο με γυαλί, εισήχθη στην ευρωπαϊκή αγορά το 1998 από την Ceramay GmbH & Co και αργότερα το ίδιο έτος εισήχθη στην αγορά των ΗΠΑ από τη Microstar. Ο τεχνικός εργαστηρίου Brian Lindke πειραματίστηκε με το πρεσσάρισμα του Authentic σε συγκεκριμένα κράματα. Σε συνεργασία με το Argen, αναπτύχθηκαν κράματα με αντίστοιχους συντελεστές θερμικής διαστολής που ήταν συμβατά και ως εκ τούτου η εισαγωγή της τεχνικής Press-to-Metal™. Σύντομα αυτή η τεχνική υιοθετήθηκε, αντικαθιστώντας το μέταλλο με σκελετούς διοξειδίου του ζirkονίου. Για αυτήν την τεχνική αναπτύχθηκαν κεραμικά πρεσσαριστά ingots με συμβατό συντελεστή θερμικής διαστολής.³

Το διπυριτικό λίθιο επανεμφανίστηκε το 2006 ως συμπιεστικό ingot και μερικώς κρυσταλλοποιημένο μπλοκ κοπής (Cerec® για ιατρεία και μονάδες κοπής inLab® για εργαστήρια). Η αντοχή σε κάμψη του υλικού βρέθηκε να είναι περισσότερο από 170% υψηλότερη από οποιοδήποτε από τα επί του παρόντος χρησιμοποιούμενα κεραμικά ενισχυμένα με λευκίτη. Το κεραμικό υλικό μπορεί να κοπεί ή να κερωθεί, και στη συνέχεια να πιεστεί μέχρι το πλήρες περίγραμμα και στη συνέχεια να χρωματιστεί. Μια άλλη επιλογή επιτρέπει το επιλεκτικό κόψιμο της στεφάνης, ακολουθούμενο από διαστρωμάτωση με ειδικά σχεδιασμένο υαλοκεραμικό με απατίτη. Το κεραμικό επίστρωσης έχει τα ίδια βασικά συστατικά με το φυσικό σμάλτο των δοντιών. Η κοπή CAD/CAM ενός σκελετού (διοξείδιο του ζirkονίου ή μέταλλο), μιας στεφάνης πλήρους περιγράμματος (διπυριτικό λίθιο στο

ιατρείο ή στο εργαστήριο) ή ενός κολοβώματος εμφυτεύματος έχει ανοίξει την αγορά για την ψηφιοποιημένη επανορθωτική οδοντιατρική.

Οι κατασκευαστές οδοντιατρικών υλικών φαίνεται να κλίνουν μακριά από τις αποκαταστάσεις που περιέχουν μεταλλικό κράμα και να προτιμούν την ολοκεραμική επανορθωτική οδοντιατρική. Η έρευνα και η ανάπτυξη φαίνεται να κατευθύνονται προς δύο κατευθύνσεις — τη βελτίωση της αντοχής και της αισθητικής των αποκαταστάσεων διπλής στιβάδας διοξειδίου του ζirkονίου και την επίτευξη ενός κομμένου μονολιθικού υλικού οπίσθιας γέφυρας.⁴

ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

2. Γενικά για τα συστήματα CAD-CAM

2.1. Τα Συστήματα CAD-CAM στην Οδοντιατρική

Η εξέλιξη των ηλεκτρονικών συστημάτων για την παραγωγή οδοντικών αποκαταστάσεων που σχετίζονται με την ανάπτυξη νέων μικροδομών για κεραμικά υλικά έχει προκαλέσει σημαντική αλλαγή στη ροή κλινικών εργασιών για οδοντιάτρους και τεχνολόγους, καθώς και στις θεραπευτικές επιλογές που προσφέρονται στους ασθενείς. Τα οδοντιατρικά βιοϋλικά χρησιμοποιούνται ευρέως σε όλους τους τομείς της συνήθους οδοντιατρικής πρακτικής. Υπάρχουν κυρίως δύο μέθοδοι για την εφαρμογή τους. Πρώτον, τα οδοντικά βιοϋλικά τοποθετούνται σε ζωντανούς ιστούς, για να αναπληρώσουν τυχόν κενά. Δεύτερον, οδοντιατρικές αποκαταστάσεις όπως στεφάνες, γέφυρες και οδοντοστοιχίες κατασκευάζονται χρησιμοποιώντας διάφορα υλικά για την αποκατάσταση της μορφολογίας και της λειτουργίας της οδοντοστοιχίας.^{2,3} Οι αποκαταστάσεις στεφανών και γεφυρών είναι μία από τις κύριες μεθόδους θεραπείας που χρησιμοποιούνται από τους οδοντιάτρους για την επίτευξη ρεαλιστικής αποκατάστασης της αισθητικής και της λειτουργίας. Η μηχανική αντοχή, η εφαρμογή ακριβείας αλλά και η καλή αισθητική απόδοση είναι από τις υποχρεωτικές απαιτήσεις για τις οδοντιατρικές αποκαταστάσεις. Η ανάπτυξη διαφόρων κραμάτων χύτευσης και ακριβών συστημάτων χύτευσης έχει συμβάλει στην επιτυχή χρήση των αποκαταστάσεων με βάση το μέταλλο. Παραδοσιακά οι ακίνητες αποκαταστάσεις που παράγονται με μεταλλική υποδομή και κεραμική επίστρωση επικάλυψης έχουν εξαιρετική κλινική απόδοση, με μελέτες να δείχνουν ετήσιο ποσοστό αποτυχίας περίπου 1% και ποσοστό επιβίωσης 94% μετά από 5 χρόνια κλινικής παρακολούθησης. Ωστόσο, τα αιτήματα των ασθενών για πιο αισθητικά και βιολογικά «ασφαλή» υλικά έχουν οδηγήσει σε αυξημένη ζήτηση για αποκαταστάσεις χωρίς μέταλλα. Αυξανόμενη είναι και η ζήτηση για την παροχή ολοκεραμικών αποκαταστάσεων όλο και πιο συχνά. Νέα υλικά και μικροδομές, όπως το πυροσσωματωμένο γυαλί, η πολυκρυσταλλική αλουμίνα, τα υλικά με βάση τη ζirkονία και τα συγκολλητικά μονομερή, ήρθαν για να βοηθήσουν τους οδοντιάτρους να ανταποκριθούν σε αυτή τη ζήτηση. Επιπλέον, νέα συστήματα κατασκευής σε συνδυασμό με συστήματα κατασκευής με τη βοήθεια υπολογιστή (οδοντιατρική CAD/CAM) και διάφορα δίκτυα είναι πλέον διαθέσιμα. Η οδοντιατρική τεχνολογία επικεντρώθηκε στην τεχνολογία χύτευσης με συμβατικές

μεθόδους, αλλά τώρα αντιμετωπίζουμε μια επανάσταση στην κατασκευή στεφάνων και γεφυρών.^{1, 2,3,5,6}

Τα κεραμικά υλικά προχωρούν γρήγορα για ένα ευρύ φάσμα εφαρμογών. Ο όρος κεραμικό ορίζεται ως ένα εξαιρετικά κρυσταλλικό ανόργανο στερεό που προέρχεται από μη μεταλλικές πρώτες ύλες. Κατασκευάζεται με ψήσιμο σε υψηλή θερμοκρασία και την επακόλουθη ψύξη ακατέργαστων ενώσεων όπως νιτρίδια, καρβίδια, οξειδία μετάλλων και βορίδια καθώς και μείγματα αυτών των υλικών, για να επιτευχθούν οι επιθυμητές ιδιότητες. Επομένως ένα υλικό που χαρακτηρίζεται ως κεραμικό στην πραγματικότητα δεν είναι κεραμικό εξ ορισμού εάν δημιουργείται από άλλη τεχνική επεξεργασίας ή έχει οργανικά συστατικά.^{4,7} Τα περισσότερα κεραμικά χαρακτηρίζονται από τη χημική τους αδράνεια και βιοσυμβατότητα, την ανώτερη σκληρότητα, την εξαιρετική αντοχή στη φθορά, την ευαισθησία σε θραύση, σε εφελκυσμό και τη χαμηλή έως μέτρια αντοχή στη θραύση. Τα ολοκεραμικά είναι ένας γενικός όρος για ένα ορυκτό υλικό στο χρώμα των δοντιών που χρησιμοποιείται για την κατασκευή οδοντιατρικών αποκαταστάσεων χωρίς μεταλλική βάση. Σε σύγκριση με τα μεταλλικά κεραμικά συστήματα, τα ολοκεραμικά παρουσιάζουν σαφή πλεονεκτήματα για αισθητική εμφάνιση με πλούσια σταθερότητα χρώματος λόγω των χαρακτηριστικών αγωγιμότητας και διάθλασης του φωτός. Όσον αφορά τη βιοσυμβατότητα, πείθουν με χαμηλή συσσώρευση πλάκας στις γυαλιστερές επιφάνειές τους. Αυτό μπορεί να εξηγηθεί από το γεγονός ότι τα κεραμικά δεν διαλύονται, ακόμη και στο περιβάλλον που περιέχει ηλεκτρολύτες του όξινου στοματικού περιβάλλοντος, και συμπεριφέρονται εντελώς ουδέτερα προς άλλα υλικά. Η βιοσυμβατότητα τους είναι ακόμη υψηλότερη από εκείνη των κραμάτων που περιέχουν πολύ ευγενή μέταλλα. Σε αντίθεση με τα μέταλλα, τα κεραμικά έχουν το χαρακτηριστικό της θερμομόνωσης και έτσι έχουν ένα άλλο θεμελιώδες πλεονέκτημα. Καθώς αυτό αποτρέπει τη θερμική μετάδοση, ο ερεθισμός του ζωτικού δοντιού μπορεί να ελαχιστοποιηθεί.^{8,9}

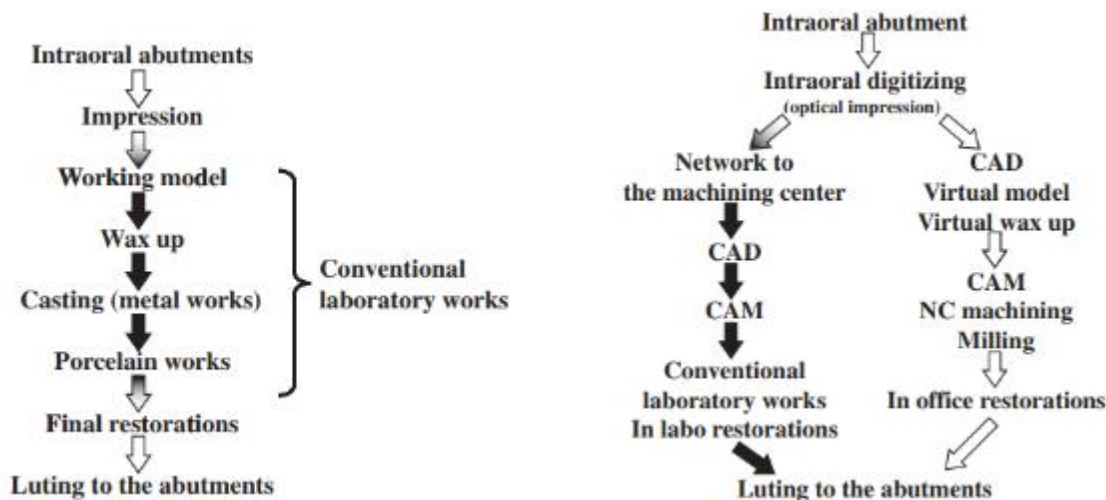
Τα οδοντιατρικά κεραμικά και οι τεχνολογίες επεξεργασίας έχουν εξελιχθεί σημαντικά τα τελευταία δέκα χρόνια, βρίσκοντας όλο και περισσότερο το δρόμο τους στη σημερινή οδοντιατρική, με το μεγαλύτερο μέρος της εξέλιξης να σχετίζεται με νέες μικροδομές και μεθόδους CAD-CAM. Το CAD σημαίνει «σχεδιασμός με τη βοήθεια υπολογιστή»- «Computer Aided Design» και περιγράφει έναν εικονικό σχεδιασμό της αποκατάστασης. Το CAM σημαίνει «κατασκευή με τη βοήθεια υπολογιστή» - «Computer Aided Manufacture» και περιγράφει την παραγωγή οδοντικών αποκαταστάσεων με τη χρήση μηχανημάτων. Αυτή η τεχνολογία έχει γίνει ευρέως διαδεδομένη στην οδοντιατρική

και φαίνεται απαραίτητη σήμερα. Στο πρώτο βήμα, η τρισδιάστατη ανατομία του αντίστοιχου δοντιού καταγράφεται με σαρωτή. Το επόμενο βήμα είναι η ψηφιακή επεξεργασία και η μετέπειτα μεταφορά στη μονάδα κοπής ή στη μονάδα ταχείας πρωτοτυποποίησης (Εικόνα 2).



Εικόνα 2. Ολοκληρωμένο σύστημα CAD/CAM¹⁰

Ένα από τα πιο προφανή πλεονεκτήματα είναι ο μειωμένος αριθμός των ραντεβού και η απλοποιημένη εργαστηριακή εργασία σε σύγκριση με τις συμβατικές αποκαταστάσεις. Η ψηφιοποίηση παρέχει επίσης ένα αποφασιστικό πλεονέκτημα όσον αφορά την αρχειοθέτηση. Όλα τα κλινικά δεδομένα μπορούν να αποθηκευτούν ηλεκτρονικά και επιτρέπουν την επαναφορά της αποκατάστασης εάν καταστραφεί χωρίς κλινικό ραντεβού. Σε σύγκριση με τη συμβατική μέθοδο, οι μέθοδοι CAD/CAM αποκαλύπτουν μια πιο ακριβή και αναπαραγωγική διαδικασία κατασκευής. Η μεγαλύτερη ακρίβεια και η ανεξάρτητη από τον χειριστή ψηφιοποίηση της ροής εργασίας μπορεί να οδηγήσει σε καλύτερα αισθητικά αποτελέσματα. Λόγω του μικρότερου χρόνου παραγωγής και του μειωμένου αριθμού επισκέψεων, είναι πιθανό να συμβεί λιγότερη κίνηση του δοντιού. Αυτό είναι ζωτικής σημασίας για την ακριβή και λιγότερο τραυματική αποκατάσταση του δοντιού. Διαφορές ανάμεσα στην εξέλιξη της ροής εργασίας μιας αποκατάστασης φαίνονται στις παρακάτω εικόνες (Εικόνα 3).



Εικόνα 3. Διαφορές συμβατικής και ψηφιακής ροής εργασίας οδοντιατρικής αποκατάστασης.⁵

Επιπλέον, μια τάση προς τη χρήση μονολιθικών αποκαταστάσεων έχει αλλάξει τον τρόπο με τον οποίο οι κλινικοί γιατροί παράγουν ολοκεραμικές οδοντικές προθέσεις, καθώς οι πιο αισθητικές πολυστρωματικές αποκαταστάσεις δυστυχώς είναι πιο επιρρεπείς σε θρυμματισμό ή αποκόλληση. Από βιολογικής άποψης, οι μονολιθικές αποκαταστάσεις που γίνονται με ζirkόνιο επιτρέπουν στους κλινικούς γιατρούς να κάνουν πολύ λιγότερο επεμβατικά σκευάσματα, καθώς αυτό το κεραμικό υλικό έχει σχετικά υψηλές μηχανικές ιδιότητες, ειδικά σε σύγκριση με πορσελάνες επικάλυψης. Στην πραγματικότητα, σημαντικοί μικροδομικοί μηχανισμοί, όπως η αύξηση της δυσθραυστότητας λόγω μετασχηματισμού, εμποδίζουν τη διάδοση των ρωγμών μέσω των αποκαταστάσεων, και ως εκ τούτου, μπορούν να κατασκευαστούν λεπτότερες δομές, διατηρώντας τους ιστούς των δοντιών. Τα σύνθετα υλικά που επεξεργάζονται μέσω CAD-CAM έχουν γίνει μια ενδιαφέρουσα επιλογή, καθώς έχουν ενδιάμεσες ιδιότητες μεταξύ κεραμικών και πολυμερών και κόβονται και γυαλίζονται πιο εύκολα.^{6, 8}

Όλα τα κεραμικά συστήματα που βασίζονται σε αστριούχους κρυστάλλους με ενίσχυση λευκίτη παραμένουν από τα πιο αισθητικά και δημοφιλή οδοντιατρικά κεραμικά και έχουν μελετηθεί εκτενώς κλινικά και βρέθηκε ότι είναι ιδιαίτερα αξιόπιστα.⁹

Εκτός από τους πρεσσαριστούς κυλίνδρους, από τα μέσα της δεκαετίας του 1980 όλα τα οδοντιατρικά κεραμικά «μέρη» ξεκινούσαν ως σκόνες ή μείγματα πηλού και τα σωματίδια ισχύος. Η συρρίκνωση είναι εγγενής στην κατασκευή υλικών από τέτοιες πρώτες ύλες από τη στιγμή που η ποσότητα του όγκου του πορώδους είναι πάνω από 30% στο αρχικό στάδιο και σχεδόν 0% στο ολοκληρωμένο προϊόν. Αναπτύχθηκαν επτά

διαφορετικές προσεγγίσεις ξεκινώντας από τα μέσα της δεκαετίας του 1980 έως τα τέλη της δεκαετίας του 1990 για να αντιμετωπίζουν ή να αποφεύγουν τη συρρίκνωση για την παροχή προσθέσεων που όπως θα έλεγε ένας μηχανικός, να φτιάχνονταν σε ένα σχήμα «δικτύου».

- (1) συμπιεσμένη κεραμική σκόνη / πολυμερές συνδετικό που διογκώθηκε και κρυσταλλώθηκε κατά την όπτηση για να γεμίσει καλούπι μετά από αποκήρωση (Cerestore; Johnson & Johnson, New Brunswick, NJ, USA)
- (2) χύτευση ειδικού κεραμικού σε ένα καλούπι μετά από αποκήρωση, ενσωματώνοντας το κεραμικό σε πυρόχωμα και θερμική επεξεργασία για να σχηματιστούν κρύσταλλοι (ονομάζονται «υαλοκεραμικά», εμπόριο με το όνομα DICOR, Dentsply International, York, PA, ΗΠΑ)
- (3) ελαφρώς συντηγμένα οξείδια του αλουμινίου ώστε να σχηματιστούν λαιμοί (necks) μεταξύ των σωματιδίων που έρχονται σε επαφή και στη συνέχεια διείσδυση αυτού του πορώδους κεραμικού με γυαλί (In-Ceram; Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Γερμανία)
- (4) πρεσάρισμα στερεών κύβων με ενίσχυση υάλου (λευκίτης ή διπυριτικό λίθιο) σε ένα καλούπι μετά από αποκήρωση (Empress, Ivoclar Vivadent, Schaan, Λιχτενστάιν),
- (5) μηχανική κατεργασία με τη βοήθεια υπολογιστή συμπαγών, πλήρους πυκνότητας μπλοκ (CEREC, Sirona, Bensheim, Γερμανία)·
- (6) κατασκευή μιας μήτρας μεγάλου μεγέθους με τη βοήθεια υπολογιστή, δημιουργώντας ένα υπερμέγεθες τμήμα και πυροσυσσωμάτωση στο τελικό μέγεθος (Procera, Nobel Biocare, Ζυρίχη, Ελβετία) και
- (7) κατεργασία υπερμεγεθών τμημάτων από ελαφρώς πυροσυσσωματωμένα μπλοκ ζirkονίας και αλουμίνας, με τη βοήθεια υπολογιστή, που στη συνέχεια πυροσυσσωματώνονται στο τελικό μέγεθος (Circon, Lava, Vita YZ, Ivoclar e.max zirCAD).

Ο αριθμός προσέγγισης (1) παρείχε την πρώτη εισαγωγή προηγμένου εξοπλισμού επεξεργασίας κεραμικών στο οδοντοτεχνικό εργαστήριο και η προσέγγιση (2) εισήγαγε τα υαλοκεραμικά στην οδοντιατρική, όπου τα συμπληρωματικά σωματίδια ενίσχυσης αναπτύσσονται στο εσωτερικό του υάλου από τη χημεία του (κατά τη διάρκεια ειδικής θερμικής επεξεργασίας ονομάζεται «ceramming») σε αντίθεση με το να προστίθεται ως ξεχωριστά σωματίδια σκόνης. Και στα δύο αυτά εμπλέκονται συνεργασίες με εξειδικευμένες εταιρίες κεραμικών, η Coors Ceramics για το(1) και η Corning Glass Works για το ^{2, 11}

2.2.CAD/CAM στην οδοντιατρική καρέκλα

Ενώ και οι επτά προσεγγίσεις είναι ξεκάθαρα υψηλές τεχνολογία, οι αριθμοί (5) και (7) μπορούν να θεωρηθούν επαναστατικές. Το 1987, οι Mormann και Brandestini εισήγαγαν ένα πρωτότυπο μηχάνημα που θα απεικόνιζε μια 3-D εικόνα ενός προετοιμασμένου δοντιού. Χρησιμοποίησαν ένα λογισμικό τρισδιάστατης σχεδίασης για την δημιουργία μιας προτεινόμενης αποκατάστασης και στη συνέχεια κατεύθυναν την κοπή της, από συμπαγές μπλοκ κεραμικού ενισχυμένο με υάλους, με τη βοήθεια υπολογιστή (CEREC I, μετά Siemens Οδοντιατρική τώρα Sirona, Bensheim, Γερμανία). Η μηχανική κατεργασία των κεραμικών με βάση το γυαλί είναι σχετικά απλή και γρήγορη και αναπτύχθηκαν ειδικές συνθέσεις που ήταν πολύ υψηλότερης ποιότητας από ότι ήταν διαθέσιμες μέχρι εκείνη τη στιγμή.

2.3.Πράσινη κατεργασία υπερμεγεθών κομματιών

Η κατεργασία κεραμικών με σκληρότερη δομή όπως η αλουμίνα και ιδιαίτερα η μετασχηματισμένη σκληρή ζirkονία είναι δυσκολότερη απαιτώντας πιο δυνατά μηχανήματα, μεγαλύτερους χρόνους κοπής και συχνά πιο περιορισμένη διάρκεια ζωής των εργαλείων. Μια καινοτόμος λύση προτάθηκε από επιστήμονες στο πανεπιστήμιο της Ζυρίχης. Αυτή περιελάμβανε την μηχανική κατεργασία ενός υπερμεγέθους τμήματος από ένα κεραμικό μπλοκ ελαφρώς πυροσυσσωματωμένο σε αυτό που ονομάζεται στάδιο «αρχικής πυροσυσσωμάτωσης». Με πολύ προσεκτικό έλεγχο τόσο στην κατανομή του μεγέθους των σωματιδίων της κεραμικής σκόνης όσο και της πυκνότητας των σωματιδίων, κατέστη δυνατή η πρόβλεψη που απαιτείται ώστε να συρρικνωθεί στο επιθυμητό μέγεθος. Αυτή η τεχνική έχει ονομαστεί «μαλακή κατεργασία» ή «πράσινη κατεργασία».

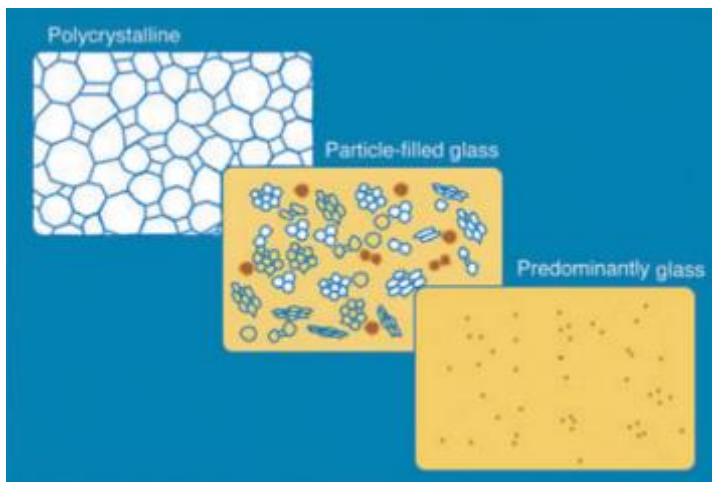
2.4. Κατηγοριοποίηση υλικών στην επιστήμη της κεραμικής

Υπάρχουν δύο πολύ χρήσιμες κατηγορίες που βοηθούν στην αποσαφήνιση της οδοντιατρικής κεραμικής παρέχοντας μια δομή μέσα στην οποία μπορεί να οργανωθεί η σκέψη.

Πρώτον υπάρχουν οι εξής κατηγορίες οδοντιατρικών κεραμικών με βάση την μικροδομή τους

- 1) Τα κυρίως υαλώδη
- 2) Υαλώδη με ενισχυτικές ουσίες

- 3) Τα πολυκρυσταλλικά
- 4) Κεραμικά ρητινώδους μήτρας

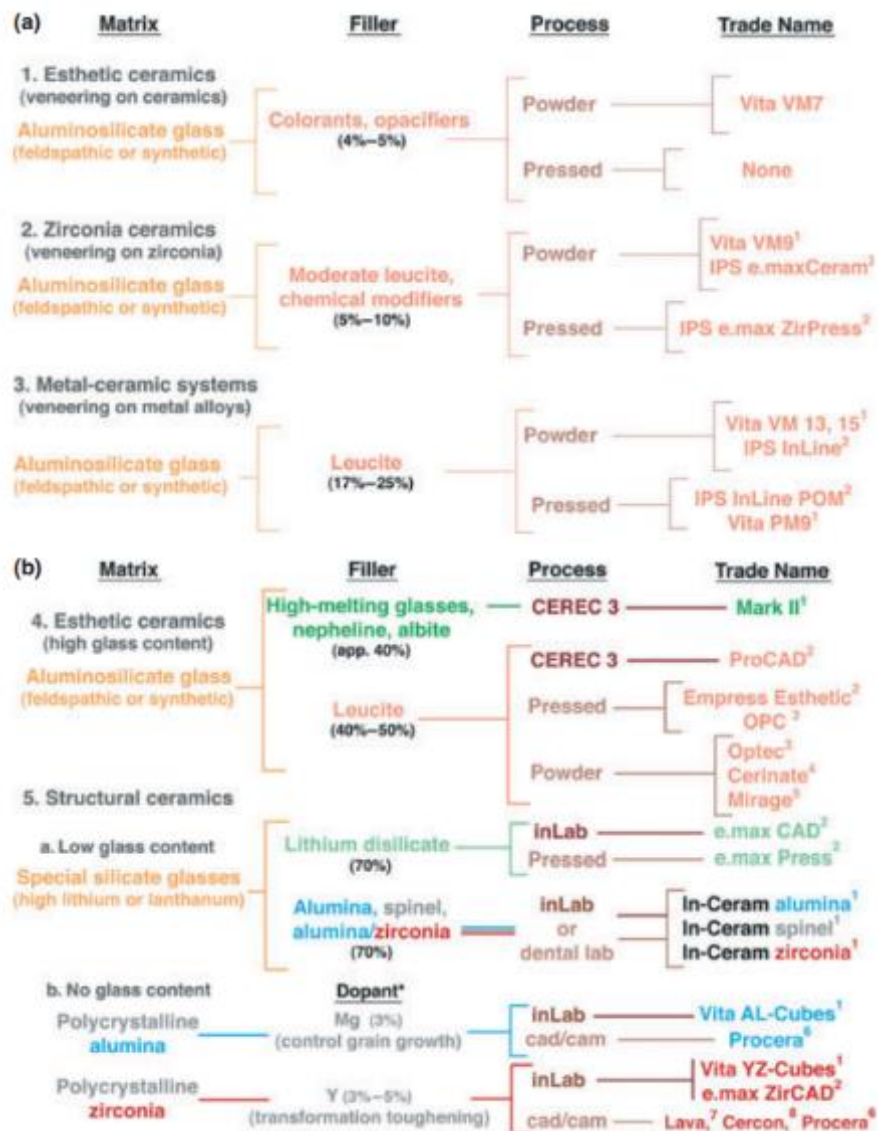


Εικόνα 4. Κεραμικά με βάση τη μικροδομή τους.¹

Δεύτερον σχεδόν οποιοδήποτε κεραμικό εντός αυτού του φάσματος μπορεί να θεωρηθεί ως «σύνθετο» εννοώντας μια σύνθεση δύο ή περισσότερων διακριτών υλικών. Αρκετός αριθμός φαινομενικά διαφορετικών οδοντιατρικών κεραμικών μπορεί να αποδειχτεί ότι είναι αρκετά όμοια ή στενά συνδεδεμένα μεταξύ τους όταν αναθεωρηθούν εντός του πλαισίου που παρέχουν αυτές οι δύο απλοποιημένες έννοιες. Επιπλέον, η λογική πίσω από την ανάπτυξη κεραμικών τόσο παλαιού όσο και του πιο πρόσφατου ενδιαφέροντος μπορεί να γίνει πιο εύκολα κατανοητή. Δύο παραδείγματα της χρησιμότητας αυτών των εννοιών περιλαμβάνουν αυτές τις βασικές δηλώσεις:

- 1) Τα υψηλής αισθητικής οδοντικά κεραμικά είναι κυρίως υαλώδη και τα κεραμικά υψηλότερης αντοχής είναι γενικά κρυσταλλικά
- 2) Η ιστορία της ανάπτυξης της υποδομής των κεραμικών εμπεριέχει την αύξηση της κρυσταλλικής περιεκτικότητας σε πλήρως πολυκρυσταλλική.

Το παρακάτω σχήμα παρέχει βασικές λεπτομέρειες σύνθεσης και εμπορικά παραδείγματα πολλών αισθητικών και υποδομών οδοντιατρικών κεραμικών οργανωμένα από αυτές τις τρεις κύριες κατηγορίες.

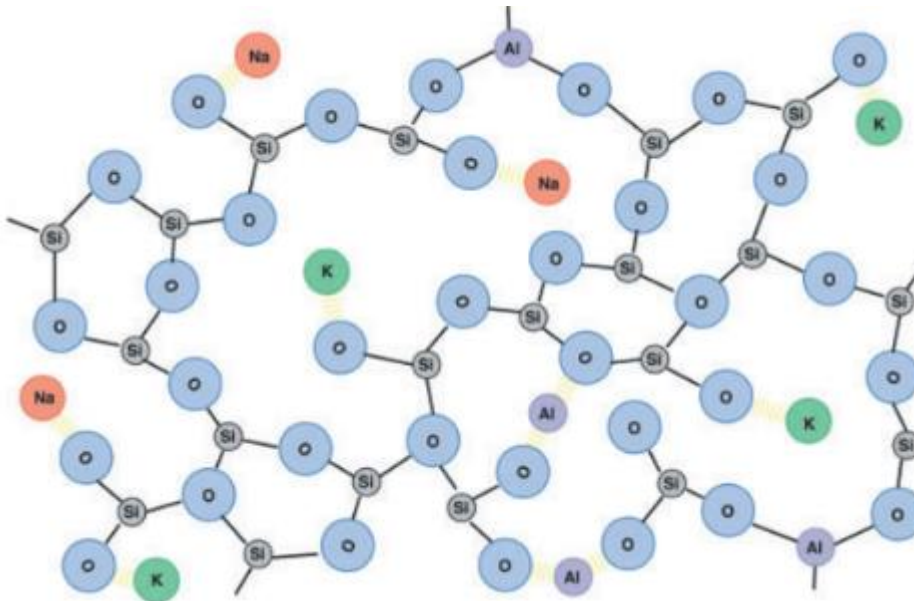


Εικόνα 5. Σύνθεση οδοντιατρικών κεραμικών με βάση την σύνθεση τους όσον αφορά τη μήτρα και τις ενισχυτικές ουσίες.³

2.4.1. Κυρίως Υαλώδη κεραμικά

Τα οδοντιατρικά κεραμικά που μιμούνται καλύτερα τις οπτικές ιδιότητες της αδαμαντίνης και της οδοντίνης είναι τα κυρίως υαλώδη υλικά. Οι ύαλοι είναι τρισδιάστατα δίκτυα ατόμων με ακανόνιστη δομή. Προέρχονται από μια ομάδα ορυκτών που ονομάζονται άστριοι και βασίζονται σε πυρίτιο (οξείδιο του πυριτίου) και αλουμίνα (οξείδιο του αλουμινίου). Οι ύαλοι που βασίζονται σε άστριο είναι ανθεκτικοί στην κρυστάλλωση κατά την διάρκεια της όπτησης, έχουν μεγάλο εύρος όπτησης και είναι βιοσυμβατά. Στους αστριούχους ύαλους το τρισδιάστατο δίκτυο γεφυρών που σχηματίζεται από δεσμούς πυριτίου- οξυγόνου- πυριτίου διασπάται περιστασιακά τροποποιώντας κατιόντα όπως το νάτριο και το κάλιο που παρέχουν ισορροπία σε μη γεφυρωμένα άτομα οξυγόνου (Εικ 6). Η

τροποποίηση κατιόντων αλλάζει σημαντικές ιδιότητες του υάλου όπως μειώνοντας τις θερμοκρασίες ψήσιματος ή αυξάνοντας τη θερμική διαστολική/ συστολική συμπεριφορά.³



Εικόνα 6. Τρισδιάστατο δίκτυο γεφύρων αστριούχων υάλων.³

Αρκετές επιλογές αστριούχων υλικών είναι διαθέσιμες στην αγορά σήμερα (π.χ. VITA VM 13, VITA Zahnfabrik, www.vita-zahnfabrik.com; Vintage Halo, Shofu, www.shofu.com). Τα υλικά αυτής της κατηγορίας κατασκευάζονται και με το χέρι, είναι τα πιο συντηρητικά και γενικά τα πιο ημιδιαφανή κεραμικά υλικά, αλλά είναι και τα πιο αδύναμα.¹²

Η υψηλή φωτοδιαπερατότητα και η αισθητική του υλικού δημιουργούν την ψευδαίσθηση των φυσικών δοντιών. Τα υλικά πορσελάνης σκόνης/υγρού όπως είναι αυτά είναι ιδανικά για περιπτώσεις στις οποίες παραμένει σημαντικό ποσοστό αδαμαντίνης ή/και υπάρχει υγιής δομή των δοντιών στα δόντια (δηλαδή, 50% ή περισσότερο υπολειπόμενη αδαμαντίνη στο δόντι). Οι αποκαταστάσεις από αστριούχα πορσελάνη έχουν αποδειχθεί εξαιρετικά επιτυχημένες μακροπρόθεσμα. Οι πορσελάνες σε σκόνη/υγρό επιδεικνύουν υψηλή αισθητική και θεωρούνται τα πιο συντηρητικά από τις τάξεις των κεραμικών. Οι πορσελάνες αυτής της κατηγορίας απαιτούν πάχος από 0,2 mm έως 0,3 mm για κάθε αλλαγή απόχρωσης.

2.4.2. Υαλοι με ενισχυτικές ουσίες

Τα σωματίδια πλήρωσης προστίθενται προκειμένου να βελτιωθούν οι μηχανικές ιδιότητες και να ελεγχθούν τα οπτικά φαινόμενα όπως ο ιριδισμός, το χρώμα και η αδιαφάνεια. Αυτά τα ενισχυτικά είναι συνήθως κρυσταλλικά αλλά μπορεί να είναι επίσης σωματίδια μίας υάλου υψηλότερης θερμοκρασίας τήξης. Τέτοιες συνθέσεις που βασίζονται σε δύο ή περισσότερες διακριτές οντότητες-υλικά (φάσεις) είναι γνωστές ως «σύνθετα υλικά».

Τα πρώτα ενισχυτικά που χρησιμοποιήθηκαν στα οδοντιατρικά κεραμικά περιείχαν σωματίδια ενός κρυσταλλικού ορυκτού που ονομάζεται λευκίτης. Ο λευκίτης έχει πολύ υψηλό θερμικό συντελεστή συστολής/διαστολής συγκριτικά με τον άστριο.³

2.4.3. Υαλοκεραμικά

Τα κρυσταλλικά σωματίδια ενίσχυσης μπορούν να προστεθούν μηχανικά αναμειγνύοντας πριν την όπτηση. Σε μια πιο πρόσφατη προσέγγιση τα σωματίδια πλήρωσης αναπτύσσονται μέσα στο αντικείμενο αφού αυτό έχει διαμορφωθεί. Μετά το σχηματισμό υποβάλλεται σε ειδική θερμική επεξεργασία προκαλώντας την ανάπτυξη κρυσταλλιτών μέσα στο γυαλί, μια διαδικασία που προσδίδει βελτιωμένες μηχανικές και φυσικές ιδιότητες. Τέτοια σύνθετα υλικά ονομάζονται υαλοκεραμικά. Το υλικό Dicor (Denstsply) το πρώτο υαλοκεραμικό του εμπορίου περιείχε ενισχυτικές ουσίες περίπου 55 vol%. Πιο πρόσφατα ένα υαλοκεραμικό που περιέχει 70% κατ' όγκο κρυσταλλικό ενισχυτικό διπυριτικού λιθίου έχει κυκλοφορήσει στο εμπόριο (e.max Press και E. maxCad, Ivoclar Vivadent).³ Τα υλικά αυτά παρουσιάζουν αυξημένη αντοχή υλικού, κυρίως λόγω της τεχνικής επεξεργασίας της χρήσης ενός πυκνού, βιομηχανικής κατασκευής μπλοκ, και πιθανώς λόγω του λευκίτη και της ικανότητάς του να μεταβάλλει τον συντελεστή θερμικής διαστολής, αναστέλλοντας τη διάδοση των ρωγμών.⁷

Νέες προσθήκες σε αυτήν την κατηγορία είναι τα πυριτικά λιθίου ενισχυμένα με ζirkονία (ZLS) (π.χ. VITA Suprinity®, VITA Zahnfabrik (Εικόνα 7)· CELTRA™Duo, DENTSPLY).



Εικόνα 7. Απεικονίζεται η οπτική ενός υλικού της κατηγορίας πυριτικού λιθίου ενισχυμένου με ζirkόνιο. ¹³

Τα υλικά ZLS αποτελούνται από ένα κεραμικό γυαλί πυριτικού λιθίου που είναι ενισχυμένο με περίπου 10% κρυστάλλους ζirkονίας. Οι αρχικές δοκιμές in vitro δείχνουν ότι έχουν εξαιρετικές οπτικές και φυσικές ιδιότητες παρόμοιες με το διπυριτικό λίθιο. Μόνο το διπυριτικό λίθιο, ωστόσο, έχει μακροπρόθεσμα κλινικά δεδομένα που υποστηρίζουν τη χρήση του ως μεμονωμένες αποκαταστάσεις οπουδήποτε στο στόμα. Οι αποκαταστάσεις που κατασκευάζονται από αυτήν την υποκατηγορία υλικού επιδεικνύουν υψηλή αντοχή, αντοχή σε θραύση και φυσική εμφάνιση, αποδίδοντας μια ευέλικτη και ισχυρή εναλλακτική λύση για μια ευρύτερη ποικιλία ενδείξεων. ¹⁴

2.4.4. Πολυκρυσταλλικά κεραμικά

Τα πολυκρυσταλλικά κεραμικά δεν έχουν υαλώδη συστατικά. Αρχικά ήταν υλικά με βάση την αλουμίνα και αργότερα τη ζirkονία. Όλα τα άτομα είναι πυκνά τοποθετημένα σε κανονική διάταξη που είναι πολύ πιο δύσκολο να διασχίσει μια ρωγμή σε σχέση με τα άτομα στο λιγότερο πυκνό και ακανόνιστο δίκτυο που βρίσκεται στα γυαλιά. Ως εκ τούτου, τα πολυκρυσταλλικά κεραμικά είναι γενικά πολύ πιο σκληρά και ισχυρότερα από τα υαλώδη κεραμικά. Τα πολυκρυσταλλικά κεραμικά είναι πιο δύσκολο να επεξεργαστούν σε πολύπλοκα σχήματα (π.χ. μια πρόσθεση) από τα υαλώδη κεραμικά. Οι καλά προσαρμοσμένες προσθέσεις κατασκευασμένες από πολυκρυσταλλικά κεραμικά δεν ήταν πρακτικές πριν από τη διαθεσιμότητα της κατασκευής με τη βοήθεια υπολογιστή. Τα πολυκρυσταλλικά κεραμικά τείνουν να είναι σχετικά αδιαφανή σε σύγκριση με τα υαλώδη κεραμικά, επομένως αυτά τα ισχυρότερα υλικά δεν μπορούν να χρησιμοποιηθούν για ολόκληρο το πάχος του τοιχώματος σε αισθητικές περιοχές των προσθέσεων. Αυτά τα κεραμικά υψηλότερης αντοχής χρησιμοποιούνται ως υλικά υποδομής πάνω στα οποία επενδύονται υαλώδη κεραμικά για να επιτευχθεί ικανοποιητική αισθητική.

Πιο φωτοδιαπερατές εκδόσεις χρησιμοποιούνται τελευταία στην οπίσθια περιοχή ως αποκαταστάσεις πλήρους περιγράμματος ή μονολιθικές αποκαταστάσεις ζirkονίας. Πρώτος

στην αγορά αυτής της κατηγορίας ήταν το BruxZir® (Glidewell Laboratories, www.bruxzir.com), με πολλούς άλλους κατασκευαστές να εισέρχονται στη συνέχεια στην αγορά.



Εικόνα 8. Bruxzir ζirkονία πλήρους περιγράμματος σε οπίσθια περιοχή.¹⁵

2.4.5. Κεραμικά ρητινώδους μήτρας

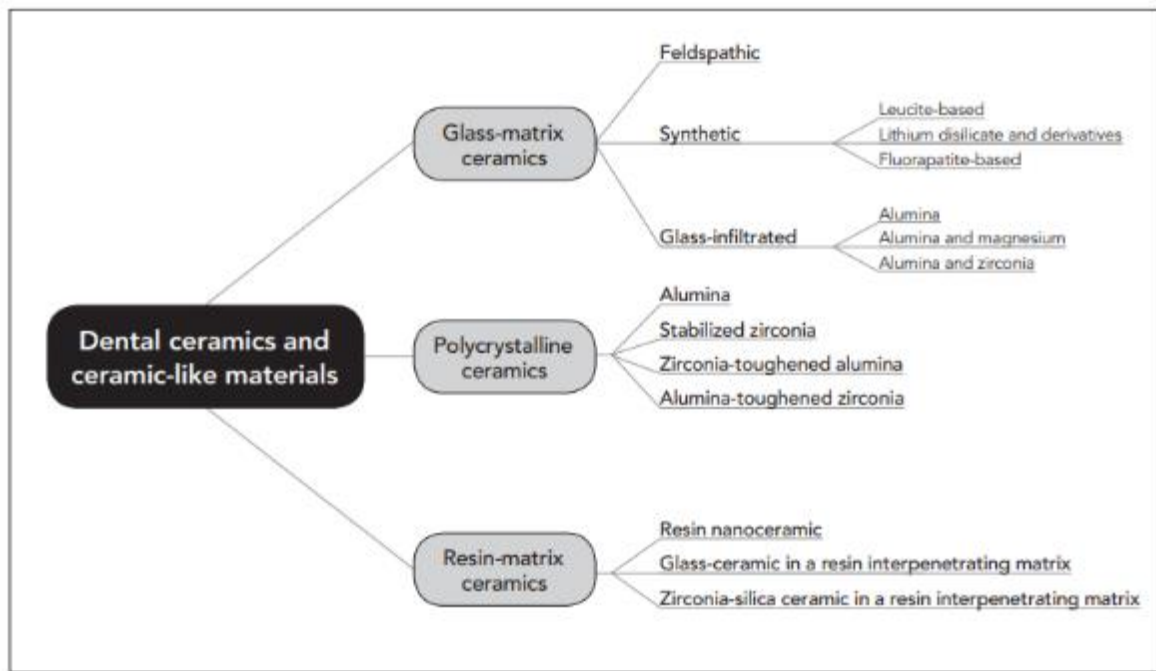
Αυτή η κατηγορία περιλαμβάνει υλικά με ρητινώδη μήτρα γεμάτη με κεραμικά σωματίδια. Η παρουσία μιας ρητινώδους μήτρας θα απέκλειε θεωρητικά τα κεραμικά υλικά ρητινώδους μήτρας από την πρόταση ταξινόμησης των συγγραφέων εάν λαμβανόταν υπόψη ο παραδοσιακός ορισμός των κεραμικών. Ωστόσο, περιλαμβάνονται τα κεραμικά με μήτρα ρητίνης, επειδή η έκδοση του 2013 του κώδικα ADA για τις οδοντιατρικές διαδικασίες και την ονοματολογία ορίζει τον όρο πορσελάνη/κεραμικό ως «πεπιεσμένα, ψημένα, γυαλισμένα ή κομμένα υλικά που περιέχουν κυρίως ανόργανες πυρίμαχες ενώσεις — συμπεριλαμβανομένων πορσελάνης, ύαλων, κεραμικών και υαλοκεραμικών». Επομένως, τα υλικά που παρουσιάζονται σε αυτήν την ενότητα ταιριάζουν σε αυτήν την κατηγορία επειδή αποτελούνται κυρίως (> 50% κατά βάρος) από πυρίμαχες ανόργανες ενώσεις, ανεξάρτητα από την παρουσία μιας λιγότερο κυρίαρχης οργανικής φάσης (πολυμερές). Οι κατασκευαστές προτείνουν ένα ευρύ φάσμα ενδείξεων για αυτά τα κεραμικά υλικά στην επανορθωτική οδοντιατρική. Ωστόσο, παρά τις διαφωνίες που σχετίζονται με τον ορισμό, το σκεπτικό των κατασκευαστών για την ανάπτυξη κεραμικών υλικών με μήτρα ρητίνης ήταν να:

- (1) κυριαρχήσει ένα υλικό που προσομοιώνει περισσότερο το μέτρο ελαστικότητας της οδοντίνης σε σύγκριση με τα παραδοσιακά κεραμικά,
- (2) να αναπτυχθεί ένα υλικό πιο εύκολο στην κοπή και προσαρμογή από τα κεραμικά με υαλώδη μήτρα (π.χ. συνθετικά κεραμικά της οικογένειας του διπυριτικού λιθίου) ή τα πολυκρυσταλλικά κεραμικά και να
- (3) διευκολύνει την επισκευή ή την τροποποίηση με σύνθετη ρητίνη.^{12, 13}

Η σύνθεση κεραμικού ρητινώδους μήτρας ποικίλλει σημαντικά, αλλά είναι ειδικά σχεδιασμένα για CAD/CAM. Επί του παρόντος, τα κεραμικά υλικά ρητινώδους μήτρας μπορούν να χωριστούν σε διάφορες υποοικογένειες, ανάλογα με την ανόργανη σύστασή τους, ως εξής: ¹⁶

- i. Νανοκεραμική ρητίνη (π.χ. Lava Ultimate, 3M ESPE) Αποτελείται από μια εξαιρετικά σταθεροποιημένη μήτρα ρητίνης ενισχυμένη με περίπου 80% κατά βάρος νανοκεραμικά σωματίδια. Ο συνδυασμός διακριτών νανοσωματιδίων πυριτίου (διάμετρος 20 nm), νανοσωματιδίων ζirkονίας (διάμετρος 4 έως 11 nm) και νανοσυμπλεγμάτων ζirkονίας-πυριτίου (ενωμένο σύνολο νανοσωματιδίων) μειώνει την ενδιάμεση απόσταση των σωματιδίων πλήρωσης, επιτρέποντας αυτό το υψηλό περιεχόμενο.
- ii. Υαλοκεραμικό σε μήτρα αλληλοδιδευτικής ρητίνης (π.χ., Enamic, Vita). Αυτό τυπικά αποτελείται από ένα διπλό δίκτυο: ένα αστριούχο κεραμικό δίκτυο (86% κατά βάρος / 75% κατ' όγκο) και ένα δίκτυο πολυμερών (14% κατά βάρος / 25% κατ' όγκο). Η ειδική σύνθεση του κεραμικού μέρους είναι 58% έως 63% SiO₂, 20% έως 23% Al₂O₃, 9% έως 11% Na₂O, 4% έως 6% K₂O, 0,5% έως 2% B₂O₃, λιγότερο από 1% του Zr₂O και CaO. Το δίκτυο πολυμερών αποτελείται από διμεθακρυλική ουρεθάνη (UDMA) και διμεθακρυλική τριαιθυλενογλυκόλη (TEGDMA). Ο κατασκευαστής αναφέρεται σε αυτό ως υβριδικό κεραμικό.
- iii. Κεραμικό ζirkονίας-πυριτίου σε αλληλοδιδευτική μήτρα ρητίνης Προσαρμοσμένο με διαφορετικές οργανικές μήτρες καθώς και διακύμανση στο ποσοστό βάρους του κεραμικού, π.χ. σκόνη πυριτίου, πυριτικό ζirkόνιο, UDMA, TEGDMA, χρωστικές (π.χ. Shofu Block HC, Shofu), η περιεκτικότητά του σε ανόργανες ουσίες είναι περισσότερο από 60% κατά βάρος. Ένα άλλο παράδειγμα είναι το σύνθετο υλικό που αποτελείται από 85% εξαιρετικά λεπτά κεραμικά σωματίδια ζirkονίας-πυριτίου (σφαιρικά 0,6 μm) ενσωματωμένα σε μια πολυμερή μήτρα μεθακρυλικού γλυκιδυλεστέρα δισφαινόλης A (bisGMA).

Είναι πιθανό ότι ορισμένα νέα υλικά που θα εισαχθούν για οδοντικές αισθητικές αποκαταστάσεις θα ενταχθούν στην κατηγορία των κεραμικών ρητινώδους μήτρας.



Εικόνα 9. Προτεινόμενο σύστημα ταξινόμησης κεραμικών συστημάτων.¹⁶

2.5.Μηχανικές Ιδιότητες

Τα τελευταία χρόνια έχουν αναπτυχθεί διάφορα κεραμικά υλικά με δυνατότητα επεξεργασίας CAD/CAM για να επιτρέψουν την κάλυψη των αισθητικών απαιτήσεων των προσθετικών αποκαταστάσεων. Η κλινική επιλογή του εκάστοτε κεραμικού συστήματος βασίζεται κυρίως στις μηχανικές και οπτικές ιδιότητες των υλικών. Απαιτείται συνεχής αναζήτηση και ανάπτυξη κεραμικών υλικών με βελτιωμένες μηχανικές ιδιότητες και κατάλληλη αισθητική.¹⁷ Ο προσδιορισμός των μηχανικών ιδιοτήτων ενός υλικού δίνει ένα μέτρο της αντίστασης, την οποία προβάλλει το υλικό αυτό, κάτω από την επίδραση μιας εξωτερικής δύναμης. Για την επιλογή του κατάλληλου υλικού, είναι απαραίτητο να γνωρίζουμε τις μηχανικές του ιδιότητες.¹⁸ Στα μέσα της δεκαετίας του 60 άρχισε να εφαρμόζεται εμπειρικά η έννοια της μηχανικής θραύσης στα κεραμικά. Η ανάπτυξη της επιστήμης κινήθηκε παράλληλα με τις τεχνικές εσοχής (Indentation techniques) που βοήθησαν στον συστηματικό προσδιορισμό της αντίστασης στη διείσδυση της εσοχής (resistance to penetration of the indenter) στα κεραμικά. Ωστόσο η πιο σημαντική εξέλιξη ήταν η ανακάλυψη του μετασχηματισμού της ζirkονίας και η συνακόλουθη αύξηση της αντοχής στη θραύση. Μια άλλη σημαντική πρόοδος ήταν η ανακάλυψη ότι η προσθήκη ουσιών δεύτερης φάσης βελτίωσε τις μηχανικές ιδιότητες όπως η ανθεκτικότητα στη θραύση. Ωστόσο η πρόοδος στην κατανόηση των μηχανισμών αύξησης της αντοχής της

θραύσης ήταν αργή για διάφορους λόγους καθώς η διαφορά μεταξύ των μεθόδων μέτρησης της , εγείρει ερωτήματα σχετικά με τη χρησιμότητα της.¹⁹

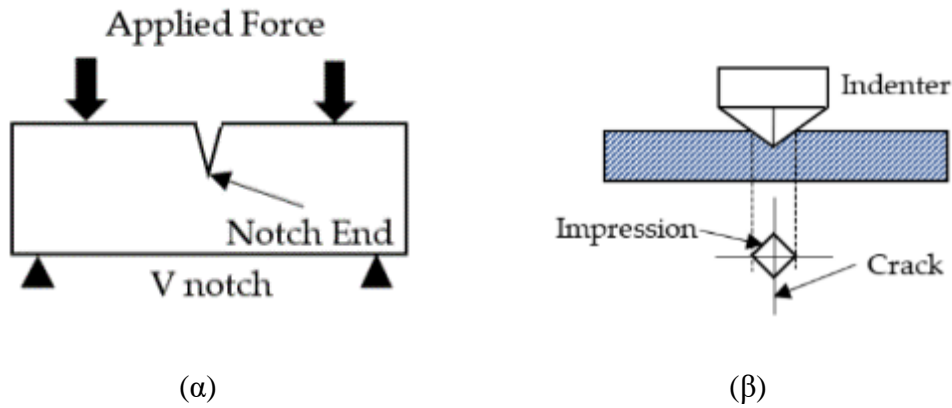
Μια από τις πιο βασικές ιδιότητες είναι η αντοχή (strength) του υλικού, δηλαδή η ικανότητά του να αντιστέκεται στα εξωτερικά φορτία. Οι μηχανικές ιδιότητες ενός υλικού εξαρτώνται από πολλούς παράγοντες, μεταξύ των οποίων περιλαμβάνονται : Ο βαθμός καθαρότητας, η δομή, η θερμοκρασία, το σχήμα και η επίδραση χημικών και φυσικών παραγόντων στην καταπόνηση. Οι τιμές των μηχανικών ιδιοτήτων προσδιορίζονται σε επακριβώς καθορισμένα δοκίμια, σύμφωνα με καθιερωμένες προδιαγραφές (OIN = Γερμανικό Ινστιτούτο Τυποποίησης, ISO = Διεθνής Οργανισμός Τυποποίησης, FDI = Διεθνής Οδοντιατρική Ομοσπονδία, AOA = Αμερικάνικη Οδοντιατρική Ομοσπονδία ή ADA = American Dental Association), ώστε να είναι συγκρίσιμες μεταξύ τους. Εδώ πρέπει να σημειωθεί, πως οι έλεγχοι που γίνονται σε τυποποιημένα δοκίμια, δεν παίρνουν υπ' όψη τους την επίδραση του πραγματικού σχήματος της κατασκευής, γι' αυτό και οι τιμές των διαφόρων δοκιμών μας οδηγούν σε συμπεράσματα περιορισμένης μόνον αξίας, τα οποία όμως επιτρέπουν τη συγκριτική αξιολόγηση των κατασκευών και δίνουν ένα μέτρο για την αναμενόμενη αντοχή τους στις δυνάμεις της μάσησης.

Από τις κυριότερες μηχανικές ιδιότητες που ερευνώνται είναι και οι εξής :

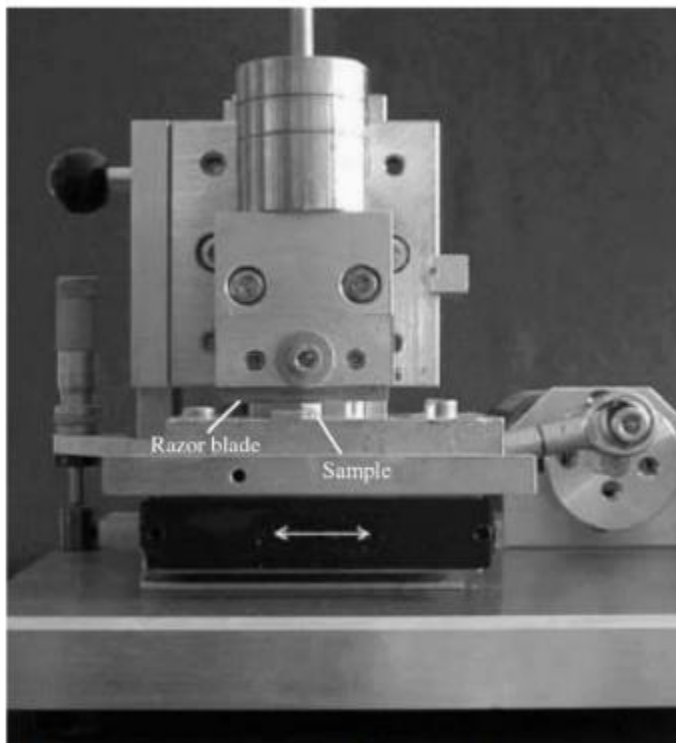
2.5.1. Ανθεκτικότητα στη θραύση

Χρησιμοποιείται συχνά για τον χαρακτηρισμό της αντοχής σε θραύση εύθραυστων υλικών. Η ανθεκτικότητα στη θραύση ορίζεται ως η αντίσταση ενός υλικού έναντι της διάδοσης ρωγμών. Ως εκ τούτου, το πιο εύθραυστο υλικό είναι το υλικό με μικρότερη αντοχή στη θραύση. Η ευθραυστότητα είναι μια προβληματική ιδιότητα του υλικού, ιδιαίτερα όταν το υλικό χρησιμοποιείται για οδοντικές αποκαταστάσεις. Συνεπώς, αξιόπιστα δεδομένα σχετικά με την ακριβή τιμή αντοχής σε θραύση είναι μεγάλης σημασίας. Μια ποικιλία δοκιμών έχουν αναπτυχθεί για την αξιολόγηση της τιμής αντοχής σε θραύση ενός νέου υλικού. Τρεις διαφορετικές μέθοδοι έχουν προταθεί για την αξιολόγηση της αντοχής σε θραύση των οδοντιατρικών κεραμικών, συμπεριλαμβανομένων των μεθόδων που βασίζονται σε εσοχές, συγκεκριμένα της θραύση εσοχής (Indentation Fracture-IF) , της αντοχή εσοχής (Indentation strength-IS) και της δοκού με εγκοπή V με μονή ακμή (Single – Edge – V- notched – beam - SEVNB). Για τις δοκιμές IF και IS, τα δείγματα ράβδων φέρουν εσοχή με μέθοδο Vickers. (Εικόνες 10,11). Ο κύριος περιορισμός των μεθόδων που βασίζονται σε εσοχές είναι ότι μπορεί να διερευνηθεί μόνο μια σύγκριση μεταξύ υλικών

στην ίδια μελέτη. Διαπιστώθηκε ότι η απόλυτη τιμή, δηλαδή η ακριβής τιμή αντοχής σε θραύση ενός άγνωστου, νέου κεραμικού υλικού δεν μπορεί να επαληθευτεί με τη δοκιμή IF. Έχει αναφερθεί ότι παρατηρήθηκαν διακυμάνσεις έως και 48% από την πραγματική τιμή αντοχής στη θραύση χρησιμοποιώντας τη μέθοδο IF. Κατά συνέπεια, η μέθοδος SEVNB θεωρείται να φέρει τα πιο ακριβή και αναπαραγώγιμα αποτελέσματα.¹⁷



Εικόνα 10. α)Μέθοδος δοκού με εγκοπή V μονής ακμής β)Μέθοδος Vickers²⁰



Εικόνα 11. Μηχάνημα παρασκευής εγκοπής V.²¹

2.5.2. Μέτρο ελαστικότητας (Modulus of Elasticity)

Το μέτρο ελαστικότητας ή μέτρο του Young (E), εκφράζει την αντίσταση των διαφόρων υλικών μέσα στην ελαστική περιοχή και ορίζεται σαν ο λόγος της τάσης προς την

παραμόρφωση, όταν η τάση βρίσκεται κάτω από το όριο αναλογίας του υλικού: $E = \sigma/\epsilon$. Η τιμή του μέτρου ελαστικότητας δίνεται συνήθως σε MN/m^2 ή Ib/in^2 . Σύμφωνα με τα παραπάνω, όταν έχουμε υψηλό μέτρο ελαστικότητας, έχουμε και μεγάλη αντίσταση του υλικού προς ελαστική παραμόρφωση (δυσκαμψία). Η ελαστική συμπεριφορά αποτελεί μια βασική ιδιότητα των υλικών. Υπεύθυνες για την ιδιότητα της ελαστικότητας, είναι οι μεσοατομικές ή μεσομοριακές δυνάμεις του υλικού. Δηλαδή, όσο μεγαλύτερες είναι οι δυνάμεις έλξης, τόσο υψηλότερη είναι η τιμή του μέτρου ελαστικότητας και όσο ασθενέστερες οι δυνάμεις έλξης, τόσο χαμηλότερη η τιμή του μέτρου ελαστικότητας. Το ότι η ελαστική συμπεριφορά είναι μια βασική ιδιότητα του υλικού και έχει σχέση με τις δυνάμεις συνοχής μέσα στη δομή του υλικού, γίνεται φανερό από το γεγονός, ότι το μέτρο ελαστικότητας είναι το ίδιο για ένα υλικό, είτε αυτό μετρηθεί μετά από εφαρμογή θλιπτικών δυνάμεων, είτε μετά από εφαρμογή εφελκυστικών δυνάμεων. Η ιδιότητα του μέτρου ελαστικότητας, γενικά, δεν επηρεάζεται από θερμικές ή μηχανικές κατεργασίες, στις οποίες υποβάλλεται ένα μέταλλο ή κράμα, αλλά εξαρτάται από τη σύνθεση και τη δομή του υλικού. Αντίθετα, στα άμορφα υλικά το μέτρο ελαστικότητας μπορεί να αλλάξει, μετά από διάφορες κατεργασίες.

2.5.3. Σκληρότητα (*hardness*)

Η σκληρότητα θεωρείται σημαντική ιδιότητα κατά τη σύγκριση των υλικών αποκατάστασης. Ο χαρακτηρισμός ενός υλικού ως σκληρού ή μαλακού, προσδιορίζεται από την επιφανειακή αντίσταση που προβάλλει το υλικό, στη διείσδυση ενός άλλου σκληρότερου σώματος μέσα σ' αυτό. Η σημασία της μέτρησης της σκληρότητας είναι καθοριστική για τη σύγκριση των υλικών αποκατάστασης στην καθημερινή οδοντιατρική πράξη. Έτσι, κατά την επιλογή των επανορθωτικών υλικών για σφραγίσματα ή γέφυρες, θα πρέπει να γνωρίζουμε τη σκληρότητά τους, για να αποφύγουμε φθορές στις οποίες μπορεί να υποβληθεί η φυσική οδοντοφυΐα όταν αυτά έρχονται σε επαφή μεταξύ τους κατά τη μάσηση.^{17, 18}

Σκληρότητα Vickers

Στις στατικές μεθόδους μέτρησης σκληρότητας ανήκει η μέθοδος Vickers κατά την οποία, ο διεισδυτής είναι κανονική τετραγωνική πυραμίδα από διαμάντι. Η γωνία των απέναντι εδρών της πυραμίδας είναι 136° . Ο χαρακτηριστικός αριθμός σκληρότητας κατά Vickers, συμβολίζεται με τα γράμματα VHN και δίνεται από τη σχέση: $VHN = 1\ 854 \sim \text{kp/mm}^2$, d^2 όπου P το φορτίο και d η μέση τιμή των διαγωνίων της ουλής. Η μέθοδος αυτή είναι κατάλληλη για λεπτά και σκληρά δοκίμια.

2.5.4. Κόπωση

Η παραμόρφωση ενός υλικού μέχρι τη θραύση του, μετά από την επίδραση σ' αυτό δυνάμεων περιοδικώς εναλλασσόμενων π.χ. μάζηση, ονομάζεται κόπωση, ενώ οι περιοδικά εναλλασσόμενες συναρτήσεις του χρόνου τάσεις, ονομάζονται τάσεις κόπωσης. Η εναλλασσόμενη περιοδικά τάση, η οποία για καθορισμένη τιμή τάσης και καθορισμένους κύκλους εναλλαγών δεν προκαλεί θραύση, προσδιορίζει την αντοχή στην κόπωση ενός υλικού. Η τιμή της αντοχής κόπωσης, που παίρνουμε σ' αυτή την ορισμένη μέση τιμή τάσεων, μέχρι την οποία δεν εμφανίζεται καμιά μείωση της αντοχής του υλικού, για οποιαδήποτε αύξηση των εναλλαγών της φόρτισης, ονομάζεται όριο κόπωσης και βρίσκεται κάτω από το όριο ελαστικότητας του υλικού. Παρ' όλο, ότι κατά τη δοκιμασία της κόπωσης οι τιμές φόρτισης δεν ξεπερνούν το όριο ελαστικότητας του υλικού, το υλικό σπάει μετά από μεγάλο αριθμό εναλλαγών της φόρτισης. Αυτό συμβαίνει, γιατί η αντοχή σε κόπωση μιας κατασκευής εξαρτάται όχι μόνο από την ποιότητα της κατασκευής, αλλά κυρίως από την εσωτερική δομή του υλικού και την ύπαρξη ή όχι ατελειών κατά την παρασκευή της. Κατά τη χύτευση π.χ. των κραμάτων, είναι δυνατόν να έχουμε εγκλεισμό ξένων ουσιών ή φυσαλίδων, που έχουν σαν αποτέλεσμα την αύξηση των εσωτερικών τάσεων του κράματος και την έλλειψη συνεχείας της δομής του. Επίσης, αύξηση των εσωτερικών τάσεων προκαλεί η μηχανική κατεργασία των υλικών.¹⁸ Μικροσκοπικές ρωγμές, διαβρωμένες επιφάνειες, ανώμαλη και όχι λεία επιφάνεια, το μέγεθος και το σχήμα της κατασκευής, εσωτερικά κενά και τέλος η τοπική συγκέντρωση τάσεων, η θερμοκρασία, καθώς και η συχνότητα και ένταση της εναλλασσόμενης φόρτισης, επηρεάζουν την αντοχή σε κόπωση των υλικών. Η θραύση από κόπωση είναι ψαθυρή και αρχίζει από μικροσκοπικές ρωγμές που σχηματίζονται ή που υπάρχουν στην επιφάνεια. Η ρωγμή αυτή, που κινείται συνήθως μέσα στους κρυστάλλους ή και γύρω από τα όριά τους, εξελίσσεται αργά, γιατί εμποδίζεται κυρίως από περιοχές που υπάρχουν αταξίες της δομής. Συνήθως οι ρωγμές σταματούν και αλλάζουν πορεία στα όρια των κόκκων, γιατί εκεί υπάρχουν συγκεντρώσεις τάσεων. Έτσι εξηγείται το γεγονός της μεγαλύτερης αντοχής των μικρόκοκκων κραμάτων, σε σχέση με τα χοντρόκοκκα. Οι ρωγμές γίνονται συνήθως σε περιοχές που έχουμε αυξημένη συγκέντρωση τάσεων, όπως είναι οι διάφορες ατέλειες της επιφάνειας (εγκοπές), τα διάφορα εγκλείσματα ξένων ουσιών και οι διαβρωμένες επιφάνειες. Η πλαστική παραμόρφωση των δοκιμίων που υφίστανται κόπωση, επηρεάζεται από την ταχύτητα εμφάνισης των γραμμών ολίσθησης, τη θερμική αγωγιμότητα και τη σχέση όγκου – επιφάνειας.¹⁸

ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

3. Το πρόβλημα της κόπωσης των οδοντιατρικών προσθέσεων

3.1.Νεότερες απόψεις για την κόπωση των οδοντιατρικών υλικών

Μπορεί το πρότυπο χρυσού να αποτελεί η μεταλλοπορσελάνη με ποσοστό επιβίωσης 94% σε μια περίοδο 5 χρόνων ωστόσο η εξέλιξη των ηλεκτρονικών συστημάτων για την παραγωγή οδοντικών αποκαταστάσεων που σχετίζονται με την ανάπτυξη νέων μικροδομών για κεραμικά υλικά έχει προκαλέσει σημαντική αλλαγή στη ροή κλινικών εργασιών για

οδοντιάτρους και τεχνολόγους, καθώς και στις θεραπευτικές επιλογές που προσφέρονται στους ασθενείς.²² Μία από τις πιο σημαντικές αλλαγές σε αυτό το σενάριο ήταν η εισαγωγή μονολιθικών αποκαταστάσεων που παράγονται από κεραμικά υψηλής αντοχής. Αυτό δεν είναι κάτι καινούργιο, καθώς τα κεραμικά υλικά έχουν χρησιμοποιηθεί για σχετικά μεγάλο χρονικό διάστημα για την παραγωγή μονολιθικών αποκαταστάσεων, αλλά μόνο όταν άρχισε να χρησιμοποιείται ζirkονία για την παραγωγή στεφανών πλήρους περιγράμματος, οι οδοντίατροι και οι οδοντικοί τεχνολόγοι ένιωσαν μεγαλύτερη σιγουριά να το υποδείξουν ως ένα κεραμικό υλικό για στεφάνες και γέφυρες στην οπίσθια περιοχή.⁶ Το ερώτημα που γεννάται είναι πώς μεταφράζονται οι παράμετροι κόπωσης που λαμβάνονται από το εργαστήριο σε πληροφορίες που εξηγούν ή ακόμα και βοηθούν στην πρόβλεψη – κλινικής αποτυχίας; Αυτό περιορίζεται από πολλούς παράγοντες, όπως η πολύπλοκη γεωμετρία των οδοντικών αποκαταστάσεων και η περίπλοκη φύση των τάσεων που προκύπτουν από συνθήκες φόρτισης που δεν είναι εύκολο να αναπαραχθούν πειραματικά. Η επικύρωση των *in vitro* προβλέψεων είναι μια βόλτα σε ανώμαλο έδαφος, κάτι που πρέπει ωστόσο να επιχειρηθεί.²³

Η πρόβλεψη της μακροπρόθεσμης διάρκειας ζωής των οδοντικών υλικών στο στοματικό περιβάλλον θα πρέπει να βασίζεται σε δεδομένα κόπωσης και όχι μόνο στατικής αντοχής.²⁴

Οι κλινικές ενδείξεις των υλικών οδοντικής αποκατάστασης βασίζονται παραδοσιακά στη μηχανική τους αντοχή, συνδέοντας τα πειραματικά φορτία κατάγματος με τα εύρη φορτίων που εμφανίζονται ενδοστοματικά. Αυτή η έννοια είναι λανθασμένη από πολλές απόψεις αποδίδοντας πολύ αυθαίρετα όρια ασφαλείας για ένα κλινικό κάταγμα. Επίσης, η κατάταξη των υλικών σύμφωνα με την αντοχή τους ως μέσα για την πρόβλεψη της κλινικής απόδοσης αγνοεί σημαντικές υποκείμενες διαδικασίες της χημικής και μηχανικής κόπωσης που λαμβάνουν χώρα στο στοματικό περιβάλλον.²³

Ήδη στα τέλη της δεκαετίας του ενενήντα, έγινε επιτακτική η ανάγκη τα ολοκεραμικά υλικά που ελέγχονται στο εργαστήριο να παράγουν αστοχίες που να είναι συγκρίσιμες με εκείνες σε κλινικές καταστάσεις. Προσδιορίστηκαν αρκετοί παράγοντες που είναι απαραίτητοι για τη διεξαγωγή σημαντικών εργαστηριακών δοκιμών: (1) περιοχή επαφής της γραφίδας με το δείγμα, (2) κλινικά σχετικές στεφάνες κολλημένες σε καθορισμένο υπόστρωμα, (3) κυκλική φόρτιση και (4) υγρές συνθήκες. Επομένως, οι εργαστηριακές δοκιμές θα πρέπει να περιλαμβάνουν τη δοκιμή τυποποιημένων γεφυρών που τοποθετούνται σε κατάλληλο υπόστρωμα και υποβάλλονται σε δυναμική φόρτιση σε

υγρό περιβάλλον. Θα πρέπει να πραγματοποιηθεί μια λογική δοκιμή κυκλικής ή δυναμικής φόρτισης και τα αποτελέσματα θα πρέπει να συγκριθούν με κλινικά αποδεδειγμένα υλικά.

Ωστόσο, ποια δυναμική δοκιμή είναι λογική και επαρκής; Οι δοκιμές κόπωσης μπορούν να πραγματοποιηθούν σε τυποποιημένα, ορθογώνια δείγματα ή σε ανατομικά σχεδιασμένα δείγματα. Όταν χρησιμοποιούνται ανατομικά σχεδιασμένα δείγματα, προφανώς δεν αρκεί η τοποθέτηση σε έναν προσομοιωτή μάσησης και η φόρτωσή τους με σταθερή δύναμη 50 N ή 100 N, όπως αυτό γίνεται σε πολλές εργαστηριακές μελέτες. Καθώς ως επί το πλείστον δεν σημειώθηκε αστοχία σε αυτό το επίπεδο φορτίου, τα δείγματα υποβλήθηκαν στη συνέχεια σε μονοτονική φόρτιση σε μια γενική μηχανή δοκιμής για τον προσδιορισμό της δύναμης θραύσης. Ο ισχυρισμός ήταν ότι τα δείγματα είχαν προφορτωθεί προηγουμένως με κλινικά σχετικό τρόπο.

Η αντοχή στην κόπωση ορίζεται ως το μηχανικό φαινόμενο αποδυνάμωσης ενός υλικού με επαναλαμβανόμενη φόρτιση και αποφόρτιση που προκαλεί προοδευτική και εντοπισμένη δομική ζημιά υπό την επίδραση μηχανικής, χημικής ή βιολογικής καταπόνησης ή και συνδυασμού τους.²⁵ Μια κρίσιμη παράμετρος είναι η δύναμη με την οποία φορτίζονται τα δείγματα. Είτε εφαρμόζονται υψηλότερες δυνάμεις από αυτές που εμφανίζονται στην ανθρώπινη οδοντοφυΐα για να επιταχυνθεί η διαδικασία προσομοίωσης είτε δυνάμεις που είναι παρόμοιες με αυτές της ανθρώπινης οδοντοφυΐας, ωστόσο, με πολύ μεγαλύτερο αριθμό κύκλων. Μια άλλη προσέγγιση είναι η δοκιμή δειγμάτων σε διαφορετικά επίπεδα φορτίου για να προσδιοριστεί αυτό που είναι γνωστό ως αντοχή στην κόπωση με την υποβολή σχετικών δειγμάτων σε ένα εύρος διαφορετικών φορτίων με ικανοποιητικό αριθμό κύκλων σε υγρό περιβάλλον και καταγραφή των αστοχιών ανά φορτίο – παρόμοιο με αυτό που προτείνεται στο πρότυπο ISO για τη δοκιμή οδοντιατρικών εμφυτευμάτων.²⁵

Η μασητική δύναμη εξαρτάται από την υφή του φαγητού καθώς και από τη θέση εντός της στοματικής κοιλότητας. Υψηλότερες δυνάμεις ασκούνται στην οπίσθια περιοχή και κατά το άλεσμα της σκληρής τροφής. Ωστόσο, οι δυνάμεις δαγκώματος ποικίλλουν σημαντικά μεταξύ διαφορετικών ατόμων. Μικρότερες δυνάμεις δαγκώματος εντοπίστηκαν στις γυναίκες σε σύγκριση με τους άνδρες καθώς οι τελευταίοι έχουν μεγαλύτερους μασητικούς μύες. Επιπλέον, η δύναμη του δαγκώματος μειώνεται με την ηλικία, με τους νεαρούς ενήλικες να έχουν τις υψηλότερες δυνάμεις. Το μέγεθος της δύναμης κυμαίνεται από 10–20 N στην αρχική φάση της δήξης και στο εύρος 100–140 N στους γομφίους και

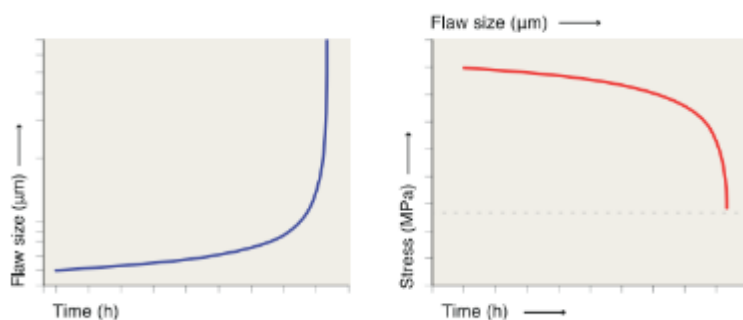
25–45 N στους κοπτήρες στο τέλος του κύκλου μάσησης. Η μέγιστη δύναμη δήξης είναι, ωστόσο, περίπου 2-3 φορές μεγαλύτερη. Οι γέφυρες, ωστόσο, πρέπει να αντέχουν υψηλότερες δυνάμεις μάσησης από τις μονές στεφάνες.²²

Η αντοχή βέβαια είναι η προτιμώμενη ιδιότητα που χρησιμοποιείται από τους κατασκευαστές για την ταξινόμηση, σύγκριση και διαφήμιση των οδοντιατρικών αποκαταστάσεων, λόγω της ευκολίας στην κατανόηση της ως έννοια. Τα «ισχυρότερα» υλικά ενδείκνυνται για περιοχές με υψηλά μασητικά φορτία. Πιο σχετικές ιδιότητες για την περιγραφή της θραύσης σε εύθραυστα κεραμικά υλικά όπως η αντοχή στη θραύση περιλαμβάνουν επιπρόσθετες παραμέτρους όπως μέγεθος και γεωμετρία ρωγμής. Καθώς η θραύση είναι η ρήξη των δεσμών, η αντοχή σε θραύση των κεραμικών είναι γνωστό ότι είναι αντιστρόφως ανάλογη με το μεγαλύτερο ή κρίσιμο ελάττωμα που υπάρχει στον φορτισμένο όγκο, όπως περιγράφεται από το νόμο του Griffith.^{25, 23}

Στην οδοντιατρική, θα μπορούσε κανείς να σκεφτεί ένα σενάριο κυκλικής φόρτισης σε συμπιεστική ή καμπτική διαμόρφωση σε συνδυασμό με την επίδραση του νερού που προσομοιώνει, *in vitro*, τις κλινικές συνθήκες της μάσησης. Η υποβάθμιση (degradation) των ιδιοτήτων συμβαίνει πάντα με την πάροδο του χρόνου, επομένως η παράμετρος κόπωσης αντικατοπτρίζει στην πραγματικότητα τη χρονική εξάρτηση της απόδοσης του υλικού και στο τέλος καθορίζει τη διάρκεια ζωής μιας αποκατάστασης. Ενώ οι μετρήσεις αδρανούς αντοχής διερευνούν τις έρευνες ταχείας θραύσης, οι έρευνες κόπωσης έρχονται αντιμέτωπες με την έναρξη των ρωγμών και την αργή ανάπτυξη των ρωγμών υπό την επίδραση του περιβάλλοντος. Το κριτήριο της γρήγορης θραύσης ονομάζεται «κρίσιμο» ενώ η αργή ανάπτυξη των ρωγμών ονομάζεται «υποκρίσιμη» ανάπτυξη ρωγμών (SCG-Subcritical Crack Growth)²⁵, καλά τεκμηριωμένη για οδοντιατρικά κεραμικά και σύνθετα ρητίνης, όπου η σταθερή επέκταση της ρωγμής εμφανίζεται σε επίπεδα τάσης πολύ χαμηλότερα από αυτά που παρατηρούνται σε δοκιμές στατικής αντοχής. Μιλώντας με μηχανικούς όρους, οι διεργασίες που εμπλέκονται στο SCG οδηγούν στη σταθερή ανάπτυξη ελαττωμάτων που περιορίζουν την αντοχή σε εντάσεις τάσης (KI) κάτω από την κρίσιμη ένταση τάσης του υλικού, K_{Ic} (ή αντοχή σε θραύση). Η διαδικασία SCG μπορεί να μελετηθεί με άμεση παρατήρηση της εξέλιξης της ρωγμής σε δείγματα στα οποία έχει προηγηθεί ρωγή (π.χ. δείγμα διπλής συστροφής) ή εναλλακτικά με έμμεση εκτίμηση του ρυθμού διάδοσης της ρωγμής, χρησιμοποιώντας στατικές, δυναμικές ή κυκλικές δοκιμές κόπωσης. Για τις τελευταίες χρησιμοποιούνται δείγματα με φυσικούς πληθυσμούς

ελαττωμάτων χρησιμοποιώντας απλές ρυθμίσεις δοκιμών, αλλά απαιτούν μεγαλύτερα σετ δειγμάτων και εκτεταμένες περιόδους δοκιμών.²³

Η εξέλιξη της κόπωσης με την πάροδο του χρόνου φαίνεται στην Εικ. 12. Σε ορισμένα φορτία (Service loads) (κάτω από την αντοχή σε θραύση), τα ελαττώματα (ελαττώματα, ρωγμές) τείνουν να αυξάνονται. Καθώς η ένταση της τάσης στο άκρο της ρωγμής αυξάνεται με το αυξανόμενο μέγεθος του ελαττώματος, η σχέση μεταξύ του μεγέθους του ελαττώματος και της διάρκειας ζωής γίνεται εκθετική. Ανάλογα με το επίπεδο των εφαρμοζόμενων λειτουργικών φορτίων, η αντοχή του υλικού μειώνεται σημαντικά από την αδρανή αντοχή και αναμένεται αστοχία κόπωσης. Ωστόσο, σε χαμηλά φορτία συντήρησης, μπορεί να υπάρχουν όρια κόπωσης (ή αντοχής) σε μια τάση κάτω από την οποία δεν συμβαίνει περαιτέρω ανάπτυξη ρωγμών και δεν θα συμβεί αστοχία ανεξάρτητα από το πόσοι κύκλοι φόρτωσης εμπλέκονται ή πόσο καιρό ένα εξάρτημα είναι στατικά φορτισμένο (οριακή τιμή).²⁵



Εικόνα 12. Σχέση μεταξύ του μεγέθους του ελαττώματος, του χρόνου λειτουργίας και της υπολειπόμενης αντοχής σε θραύση. Προκαλούμενο από ένα συνδυασμό εφαρμοζόμενης τάσης σε διαβρωτικό υδάτινο περιβάλλον, ένα ελάττωμα μεγαλώνει με την πάροδο του χρόνου σε ένα κρίσιμο μέγεθος προκαλώντας αστοχία κόπωσης σε μειωμένο επίπεδο τάσης σε σύγκριση με το αδρανές κατάγμα.²⁵

Ο ορισμός της κόπωσης σε θερμοκρασίες περιβάλλοντος περιλαμβάνει ως επί το πλείστον δύο σημαντικούς, σχετικούς μηχανισμούς, που προκύπτουν είτε από τη διάβρωση λόγω καταπόνησης (SCG- Subcritical Crack Growth) (χημικά υποβοηθούμενη από το νερό) ή/και από πρόσθετες κυκλικές επιδράσεις. Ενώ το SCG έχει αποδειχθεί πριν από 70 χρόνια, παλαιότερα εθεωρείτο ότι δεν υπήρχε πρόσθετη επίδραση από την κυκλική φόρτιση στη συμπεριφορά κόπωσης των εύθραυστων κεραμικών. Η εκτεταμένη έρευνα για την κόπωση των μεταλλικών υλικών, που δείχνει ότι η κυκλική κόπωση παίζει κυρίαρχο ρόλο, οδήγησε επίσης σε γνώσεις σχετικά με την καταστροφική επίδραση της κυκλικής φόρτωσης για κεραμικά. Εν συντομία, ενώ το SCG μπορεί να συμβεί σε συγκρίσιμο ρυθμό ανεξάρτητα

από τη στατική, δυναμική ή κυκλική φόρτιση, τα κυκλικά φαινόμενα προκύπτουν από την τριβή και την υδρολυτική πίεση κατά το κλείσιμο της ρωγμής. Σήμερα, υπάρχει κοινή αντίληψη ότι οι κυκλικές επιδράσεις συμβάλλουν στη συνολική υποβάθμιση των εύθραυστων κεραμικών, αν και σε μικρότερο βαθμό σε σύγκριση με το SCG. Κλινικά, η υποβάθμιση της κόπωσης με την πάροδο του χρόνου σχετίζεται πάντα με προοδευτική φθορά της επιφάνειας. Κατά τη διάρκεια της φθοράς, σχηματίζεται μια εκτεταμένη ζώνη συσσώρευσης ζημιών στην επιφάνεια με τα μεγαλύτερα ελαττώματα να εξελίσσονται περαιτέρω σε ανάπτυξη ρωγμών κόπωσης.²⁵

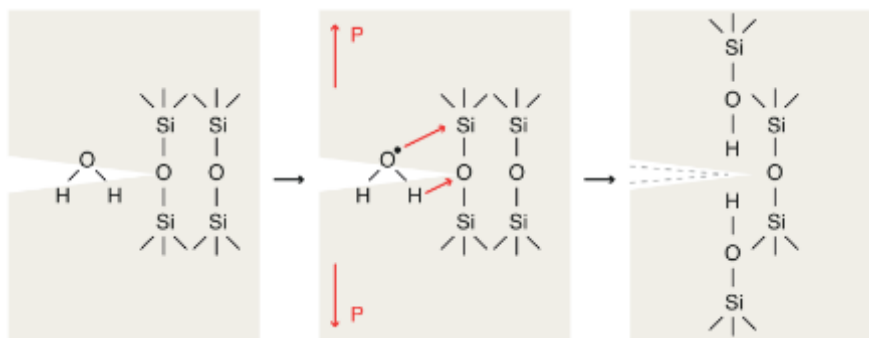
Με βάση τα πρότυπα ISO και ASTM, η κόπωση των μεταλλικών υλικών περιγράφεται καλά, αλλά μόνο λίγες οδηγίες είναι διαθέσιμες για τον τρόπο εκτέλεσης πειραμάτων κόπωσης σε εύθραυστα υλικά. Ένα ιαπωνικό πρότυπο εισάγει τη μέθοδο στατικής κόπωσης κάμψης για λεπτά κεραμικά. Το πρότυπο ASTM-C-1368 είναι ένα ολοκληρωμένο έγγραφο που περιγράφει τη μέθοδο σταθερού ρυθμού τάσης για την αξιολόγηση παραμέτρων αργής ανάπτυξης ρωγμών. Μια συγκρίσιμη προσέγγιση για τη δυναμική κόπωση περιγράφεται στο ευρωπαϊκό πρότυπο EN 843-3. Η μόνη συμβουλή που σχετίζεται με την οδοντιατρική βρίσκεται στο ISO 14801 όπου περιγράφεται ο έλεγχος κυκλικής κόπωσης των οδοντικών εμφυτευμάτων.²⁵

Οι περισσότερες μελέτες στην οδοντιατρική βιβλιογραφία ασχολούνται με τη συμπεριφορά κόπωσης των οδοντικών αποκαταστάσεων μέσω δυναμικών δοκιμών κάμψης για την εξαγωγή ταχυτήτων διάδοσης της ρωγμής από δεδομένα αντοχής που λαμβάνονται σε διάφορους ρυθμούς φόρτισης. Οι παράμετροι SCG που λαμβάνονται με αυτόν τον τρόπο ή από στατικές δοκιμές, ωστόσο, περιορίζονται στην επίδραση που έχει η τάση διάβρωσης στην ανάπτυξη ρωγμών και αγνοούν οποιονδήποτε μηχανισμό μηχανικής υποβάθμισης που συμβάλλει. Η χημικά υποβοηθούμενη ανάπτυξη ρωγμών (SCG) είναι ίσως ο πιο σημαντικός (και πιο μελετημένος, άμεσα ή έμμεσα) μηχανισμός κόπωσης που επηρεάζει όλα τα οδοντικά κεραμικά (Πίνακας 1). Στην ουσία, η τάση λόγω διάβρωσης είναι μια χημική αντίδραση που εξαρτάται από το χρόνο μεταξύ του νερού του περιβάλλοντος και των δεσμών Si-O (ή Zr-O, Al-O, κ.λπ.) στις άκρες ρωγμών υπό πίεση, σε υαλώδη και οξειδία κεραμικών. Συνεπώς δημιουργούνται πιο ρεαλιστικά σενάρια χρησιμοποιώντας τεστ κυκλικής κόπωσης. Αυτό είναι ιδιαίτερα σημαντικό για τη δοκιμή κόπωσης υλικών που περιέχουν δευτερεύουσες φάσεις ενσωματωμένες σε μήτρα ή πολυκρυσταλλικές μικροδομές, όπως οι περισσότερες οδοντικές αποκαταστάσεις. Η υδρολυτική αρχή που

οδηγεί σε ρήξη διαβρωτικού δεσμού και διάσπαση σε ύαλους και κεραμικά φαίνεται στην Εικ. 13.^{23, 25}

| | Principle | Advantages | Disadvantages |
|---|--|---|---|
| Crack growth experiments (direct method, pre-cracked components) | Visual crack growth tracking [20,63-67] | <ul style="list-style-type: none"> • Direct assessment of R-curve behavior • Certainty of initial crack size • Requires fewer specimens • Allows identification of toughening mechanisms | <ul style="list-style-type: none"> • Extremely difficult to observe high speed cracks in a brittle material • Usually restricted to cyclic experiments • Might require unloading for regular visual inspection • Usually runs under fixed stress amplitudes • Use of long, less-relevant crack sizes • Crack size at the sides of the specimen misrepresent the real crack size in the bulk |
| | Crack growth tracking via compliance [20,68] | <ul style="list-style-type: none"> • Direct assessment of R-curve behavior • Certainty of initial crack size • Requires fewer specimens • May use surface pre-cracks that are more strength relevant • Gives precise account of first increments of crack size • May be conducted under constant K_{app} • Taken as the gold standard of v-ΔK experiments | <ul style="list-style-type: none"> • Extremely difficult to detect high speed cracks in a brittle material • Requires very rigid equipment with precise displacement control • Requires extensive calibration and more complex programming |
| Crack growth experiments (indirect method, natural flaw population) | Static fatigue [7,8,69-72] | <ul style="list-style-type: none"> • Uses natural flaws • No need to produce an artificial sharp pre-crack • Easy to conduct • Needs simple equipment • Sensitive to surface residual stresses • Useful for constructing strength-probability-time (SPT) diagrams | <ul style="list-style-type: none"> • Requires a large amount of specimens • Relies on the uncertainty of regression procedures • Usually ignores the real (Weibull) strength distribution due to reduced amount of specimens per stress range • Uncertainty of initial crack size • Sensitive to surface quality • Stress-controlled instead of K-controlled |
| | Dynamic fatigue [36-39,42,73-76] | <ul style="list-style-type: none"> • Same as static fatigue • Faster than static fatigue experiments • It is the most applied fatigue approach | <ul style="list-style-type: none"> • Same as for static fatigue (data scattering is much lower) |
| | Cyclic fatigue [19,27,40,70,72,77] | <ul style="list-style-type: none"> • Accounts for cyclic effects that may degrade toughening mechanisms • Important parameters such as frequency and stress amplitude may be varied • More relevant for real world applications • May be devised to account for R-curve effects | <ul style="list-style-type: none"> • Difficult to establish the initial stress level for testing • Usually encompasses only one stress level • Requires appropriate equipment • More complex statistical treatment to account for early fractures and run-out specimens |
| Phenomenological approaches | S-N curve [41,72] | <ul style="list-style-type: none"> • Does not require sacrificial specimens to determine an appropriate stress level • Encompasses multiple stress levels • Gives insight on the existence and location of an endurance limit • Provides a fatigue parameter "n" likewise in crack growth experiments • Able to distinguish between LCF and HCF | <ul style="list-style-type: none"> • Requires a large number of specimens to be tested at different stress levels • Usually limited numbers of specimens are tested for each stress level • Relies on the uncertainty of regression procedures |
| | Staircase approach [78-85] | <ul style="list-style-type: none"> • Can be performed with fewer specimens • Provides accurate estimations of the mean fatigue strength | <ul style="list-style-type: none"> • Provides a mean fatigue strength for a predefined number of cycles • Inaccurate in estimating the scatter of the fatigue strength • Gives little insight at extreme failure probabilities • Information stemming from run-out specimens is disregarded • For material comparisons only |
| | Principle | Advantages | Disadvantages |
| | Step-stress approach [50,86] | <ul style="list-style-type: none"> • Optimizes the time of testing • Incorporates run-outs in the analysis • Employs varying stress amplitudes • May be used to estimate longer lifetimes | <ul style="list-style-type: none"> • Requires an analysis accounting for cumulative damage |

Πίνακας 1. Τεχνικές μέτρησης κόπωσης και εφαρμογή τους.²⁵



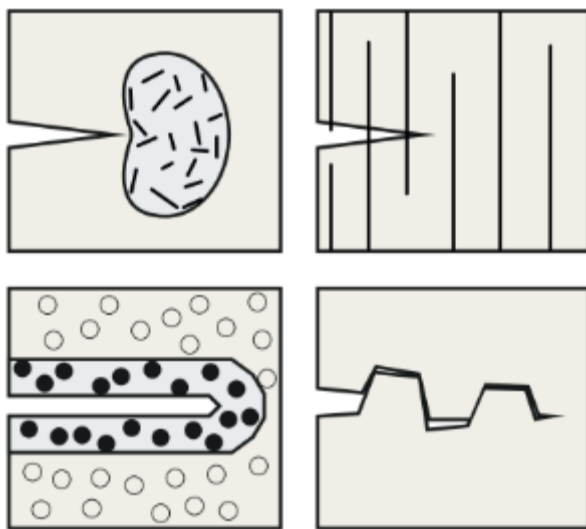
Εικόνα 13. Η υποβαθμιστική επίδραση του νερού στην αργή ανάπτυξη της ρωγμής εξηγείται από μια διαβρωτική, ελεγχόμενη από την διάχυση επίθεση μορίων νερού στην άκρη μιας ρωγμής, υδρολύοντας δεσμούς σιλοξάνης (Si-O-Si). Κάτω από μηχανικά φορτία οι δεσμοί Si-O-Si καταπονούνται, γεγονός που επιταχύνει περαιτέρω την υδρολυτική αντίδραση.²⁵

Η αργή ανάπτυξη ρωγμών περιλαμβάνει ελαττώματα και επηρεάζει τη συμπεριφορά ειδικά των αστριούχων πορσελανών, υαλοκεραμικών και πολυκρυσταλλικών κεραμικών. Για όλα τα κεραμικά, υπάρχουν εντάσεις τάσεων κάτω από τις οποίες δεν θα αναπτυχθούν ρωγμές (οριακός συντελεστής έντασης τάσης, K_{I0}).

Το γεγονός ότι η κεραμική αντοχή είναι ευαίσθητη σε επιφανειακά ελαττώματα και στην υποεπιφανειακή επέκτασή τους –όσο μεγαλύτερο είναι το ελάττωμα, τόσο μικρότερη είναι η αντοχή ενός κεραμικού– κατευθύνει την προσοχή μας στη στατιστική κατανομή των ελαττωμάτων. Δυστυχώς, η συγκεκριμένη κατανομή ενός πληθυσμού ελαττωμάτων σε έναν φορτωμένο όγκο οδηγεί συχνά σε υψηλή διασπορά των πειραματικών δεδομένων. Η βελτιστοποίηση επιφανειών (γυάλισμα) παρέχει σίγουρα πιο αξιόπιστα δεδομένα (και περιορισμένη κατανομή), αλλά η ισχυρή στατιστική επεξεργασία των δεδομένων παραμένει υποχρεωτική. Η χρήση των στατιστικών Weibull είναι μακράν η πιο εφαρμόσιμη διαδικασία για εύθραυστα κεραμικά. Υπό συνθήκες κόπωσης, τα ελαττώματα της επιφάνειας προκαλούνται να αναπτύσσονται αργά και η διασπορά των δεδομένων γίνεται ακόμη χειρότερη. Ειδικά οι κύκλοι από την αστοχία ως συνάρτηση των πειραμάτων φορτίου (καμπύλη S-N) παρουσιάζουν μη κανονικές κατανομές αστοχίας και αντιμετωπίζονται συνήθως με κατανομές λογαριθμικής κανονικής ή ακραίας τιμής ή είναι γνωστό ότι ακολουθούν τις κατανομές Weibull.²³

Το μικρότερο μέγεθος ελαττώματος σε ένα μερικώς κρυσταλλικό υλικό είναι η μοναδική μικροδομική μονάδα, π.χ. μεγέθη κόκκων ή κρυσταλλίτη. Μικρότερες μικροδομικές μονάδες (μείωση μεγέθους κόκκων) θα αντιπροσώπευαν μια στενή κατανομή ελαττωμάτων και επομένως μια χαμηλή διασπορά των δεδομένων, αλλά αντίθετα θα

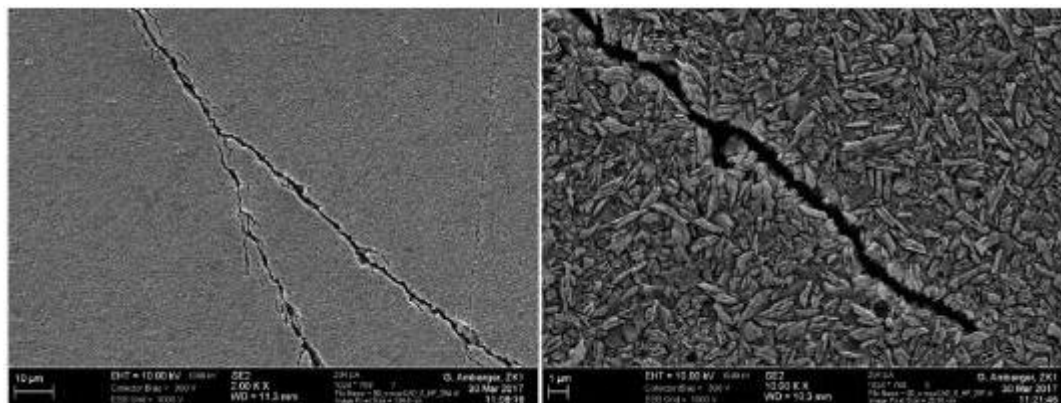
περιορίζαν την αντίσταση στη ρωγμή ενός υλικού. Η αντοχή στη θραύση ενός κεραμικού καθορίζεται από το μέγεθος της μικροδομικής μονάδας και κατά συνέπεια θα καθορίσει την αντίσταση ανάπτυξης αργής ρωγμής (Εικ. 13). Ειδικά σε υψηλά κρυσταλλικά (λιθιοπυριτικά) ή πολυκρυσταλλικά κεραμικά (αλουμίνα και ζirkόνιο), στα οποία οι ρωγμές αναγκάζονται να εκτρέπονται γύρω από κρυσταλλίτες ή κόκκους, η κυκλική υποβάθμιση-ελάττωση της αντοχής συμβαίνει ως αποτέλεσμα της τριβής μεταξύ των αντίθετων τοιχωμάτων μιας ρωγμής που προκύπτει από τα τραχιά επίπεδα θραύσης. Για τέτοια υλικά το μέγεθος της τάσης (stress amplitude) που εφαρμόζεται στις δοκιμές κυκλικής φόρτισης έχει ισχυρότερη επίδραση αφού τα χαμηλά μεγέθη τάσης προκαλούν μικρό άνοιγμα ρωγμών, ενώ τα υψηλά μεγέθη οδηγούν σε υψηλότερη τριβή και υποβάθμιση της αντοχής. Τα χαλαρά θραύσματα, συνήθως από τη φθορά των ρωγμών σε γέφυρες, μπορούν περαιτέρω να σφηνωθούν μεταξύ των δύο επιφανειών ρωγμών και επίσης να συμβάλουν στην υποβάθμιση. Μια επισκόπηση των σχετικών μηχανισμών σκλήρυνσης σε εύθραυστα κεραμικά παρουσιάζεται στην Εικ.14.



Εικόνα 14. Οι κύριοι μηχανισμοί σκλήρυνσης που είναι αποτελεσματικοί στα κεραμικά είναι η παραμόρφωση ρωγμών, η θωράκιση ζώνης ή η θωράκιση επαφής που απεικονίζεται με α) ενεργοποίηση ρωγμής (crack wake-) β) γεφύρωση γ) μετασχηματισμό και δ) σκλήρυνση σφήνας.²⁵

Η επέκταση της ρωγμής κόπωσης γενικά καθοδηγείται από ενδογενείς έναντι εξωγενών μικροδομικών μηχανισμών σκλήρυνσης. Ενώ οι εγγενείς μηχανισμοί καθορίζονται από τη μικροδομή πριν από μια προχωρημένη ρωγμή, η τελευταία δρα στον απώλο πίσω από το άκρο της ρωγμής. Η Εικ. 15 δείχνει ένα παράδειγμα μηχανισμών σκλήρυνσης εκτροπής ρωγμών και θωράκισης ζώνης σε υαλοκεραμικό διπυριτικό λίθιο. Επιμήκης κρύσταλλοι $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ (Lithium Disilicate) ευθύνονται για μια αποτελεσματική

απόκλιση ρωγμής και συστροφή του μετώπου της ρωγμής, διαχέοντας έτσι ουσιαστικά την ενέργεια θραύσης. Το διπυριτικό λίθιο παρουσιάζει σκληρότητα θραύσης από 2 MPa m^{0.5} έως 3,5 MPa m^{0.5}.^{26,27}



Εικόνα 15. Μηχανισμός σκλήρυνσης στη μικροδομή του διπυριτικού λίθιου: η μικρορωγμή και η απόκλιση της ρωγμής είναι αποτελεσματικά στο να οδηγήσουν σε ανώτερη ανθεκτικότητα σε θραύση ανάμεσα σε οδοντιατρικά κεραμικά με βάση το πυρίτιο.²⁵

Η ευαισθησία στη συσσώρευση ζημιών μπορεί να ελεγχθεί ως παράμετρος υλικού (π.χ. στατική κόπωση), ως απόκριση υλικού/περιβάλλοντος (π.χ. μείωση αντοχής μετά από κυκλική φόρτιση) και επιπλέον ως ζήτημα σχεδιασμού κεραμικών, π.χ. ανάπτυξη στιβαρών σχεδίων για την ελαχιστοποίηση της υποβάθμισης-ελάττωσης της αντοχής στην κόπωση. Τόσο ο σχεδιασμός (επηρεάζοντας τις συγκεντρώσεις τάσεων, ανάπτυξη θλιπτικών έναντι εφελκυστικών τάσεων) όσο και η επεξεργασία του κεραμικού (που περιλαμβάνει κάθε στάδιο της διαδικασίας κατασκευής από τον σχηματισμό σκόνης, τη συσκευασία σε σκόνη, τη σύντηξη, έως τη μηχανική κατεργασία και το φινίρισμα) έχουν βαθιά επίδραση στην την κατανομή της τάσης κατά τη διάρκεια της λειτουργίας και τις εγγενείς κατανομές ελαττωμάτων.^{26,27}

Πρέπει να αναφερθεί ότι σε μια ποικιλία υλικών η μηχανική κόπωση εξουδετερώνεται από την αυξανόμενη αντίσταση στην ανάπτυξη ρωγμών (φαινόμενο της καμπύλης R). Το φαινόμενο της καμπύλης R βρίσκεται τυπικά σε πολυκρυσταλλικά κεραμικά (π.χ. ζirkόνιο) ή σε κρυσταλλωμένα υαλοκεραμικά υψηλού vol% και έχει γενική επίδραση στην υποβάθμιση της κόπωσης. Μηχανισμοί σκλήρυνσης υπεύθυνοι για την καμπύλη R επίσης υποβαθμίζονται και ευθύνονται για την κόπωση σε αυτά τα υλικά. Για τα κεραμικά έχει αναπτυχθεί μια μεγάλη ποικιλία προσεγγίσεων για τις δοκιμές κόπωσης, μερικές προέρχονται από την κοινότητα των κεραμικών μηχανικής και άλλες από την

οδοντιατρική, ειδικά σε σχέση με τη δοκιμή ολόκληρων προσθετικών ή των συστατικών τους.^{26,28}

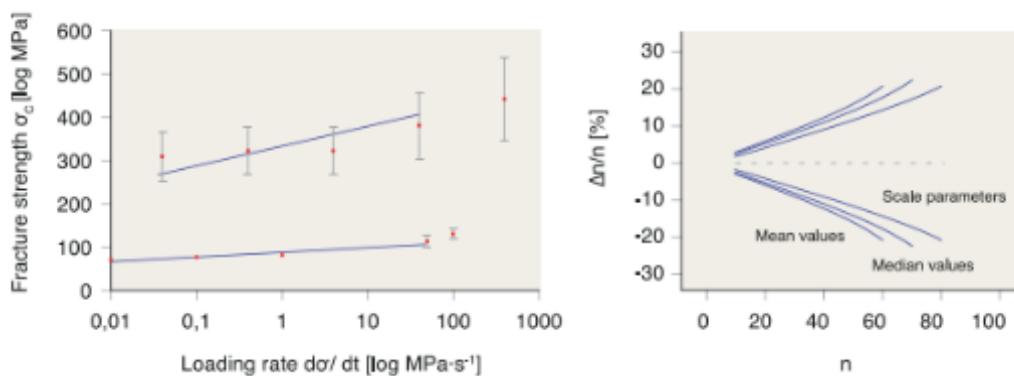
- Τυποποιημένη δοκιμή κόπωσης.
- Πειράματα αργής ανάπτυξης ρωγμών σε δείγμα *in vitro*.
 - i. Στατική μέθοδος.
 - ii. Δυναμική μέθοδος.
 - iii. Κυκλική μέθοδος.
- Διαγράμματα SPT (Stress- Probability- time) σύζευξης εκθετών ανάπτυξης ρωγμών με στατιστική ανάλυση Weibull των πιθανοτήτων στατικής αποτυχίας έτσι ώστε να προεκταθούν οι πιθανότητες αποτυχίας σε κλινικές καταστάσεις (επίσης σε συσχέτιση με κλινικά δεδομένα).
- Έννοιες ορίου.
- Κλινικά σχετικός δομικός έλεγχος.
- Δοκιμή κόπωσης μη κλινικών δειγμάτων υπό συνθήκες που αναπαράγουν κλινική αποτυχία.
- Δοκιμή κόπωσης ρεαλιστικών προσθέσεων μέχρι αποτυχίας.
- Υποβάθμιση της αντοχής υπό κυκλική φόρτιση και «πρόκληση κόπωσης» στις προσθέσεις («γήρανση») πριν από τη στατική δοκιμή.²⁸

3.2. Στατική μέθοδος

Η στατική μέθοδος είναι μια δοκιμή με σταθερή καταπόνηση στο χρόνο. Το πείραμα καθορίζει το χρόνο μέχρι την αστοχία ενός δείγματος ή ενός δομικού στοιχείου. Κατ' αρχήν, μια σειρά πειραμάτων στη μείωση των σταθερών φορτίων θα εμφάνιζε αυξανόμενους στατικούς χρόνους ζωής του υπό διερεύνηση υλικού. Οι υπολογισμένοι στατικοί χρόνοι ζωής δείχνουν μια ισχυρή εξάρτηση από το επίπεδο τάσης που εφαρμόζεται, ειδικά για κεραμικά πυριτικής βάσης με χαμηλό εκθέτη ανάπτυξης ρωγμών n . Η τιμή ορίου K_{10} (κάτω από το οποίο δεν αναμένεται ανάπτυξη ρωγμών) για την αργή ανάπτυξη ρωγμών μπορεί να προσεγγιστεί επαρκώς χρησιμοποιώντας τη μέθοδο στατικής κόπωσης. Τροποποιήσεις όπως η δοκιμασία διακοπτόμενης στατικής κόπωσης έχουν επίσης προταθεί για τον προσδιορισμό του K_{10} . Ωστόσο, αυτή η προσέγγιση πάσχει από μεγάλη μεταβλητότητα δεδομένων.^{25, 29}

3.3. Δυναμική μέθοδος

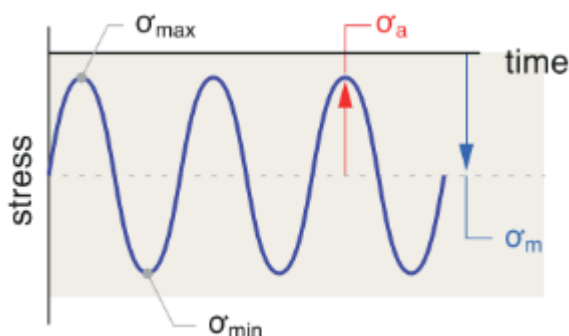
Αυτή η μέθοδος χρησιμοποιεί διαφορετικούς ρυθμούς σταθερής τάσης κατά τη διάρκεια της δοκιμής αντοχής σε κάμψη για τον προσδιορισμό των υποκρίσιμων παραμέτρων ανάπτυξης ρωγμών. Τα ποσοστά καταπόνησης είναι γενικά ευρέως διαχωρισμένα σε τάξεις μεγέθους, π.χ. 0,1, 1,0, 10 και 100 MPa/s. Η γραφική λύση ενός τυπικού δυναμικού πειράματος και οι εκτιμήσεις σχετικά με την εφαρμοσμένη διαδικασία αξιολόγησης παρουσιάζονται στην Εικ.16



Εικόνα 16. Μέθοδος δυναμικής κόπωσης : διαδικασία αξιολόγησης και επίδραση της στατιστικής επεξεργασίας στον υπολογισμό της τιμής n . Ο υπολογισμός της τιμής n με βάση τις παραμέτρους της κλίμακας Weibull φαίνεται να παρουσιάζει την καλύτερη αξιοπιστία.²⁵

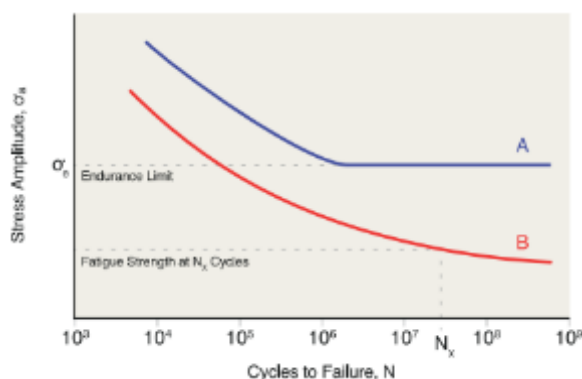
3.4. Κυκλική μέθοδος

Ωστόσο, η πιο σημαντική κλινικά προσέγγιση κόπωσης είναι η κυκλική μέθοδος. Παρά το γεγονός ότι αυτά τα πειράματα είναι μακράν τα πιο χρονοβόρα, παράγουν την καλύτερη εικόνα για την απόκριση του υλικού για μια πλήρη διάρκεια ζωής. Η πιο ολοκληρωμένη προσέγγιση είναι ο προσδιορισμός των διαγραμμάτων κύκλων τάσης έως την αστοχία (S-N, καμπύλη Wöhler). Οι αρχές και οι μεταβλητές φόρτισης φαίνονται στην Εικ. 17.



Εικόνα 17. Πρόγραμμα φόρτισης σε ένα τυπικό κυκλικό πείραμα που προσομοιώνει τη μάζηση. Περιγράφει τη μέση τάση $\sigma_m = (\sigma_{\min} + \sigma_{\max})/2$ και το πλάτος της τάσης $\sigma_a = (\sigma_{\max} - \sigma_{\min})/2$.²⁵

Μια σχηματική παράσταση τυπικών S-N (Wöhler) καμπυλών για διαφορετικά μοτίβα υποβάθμισης-μείωσης της αντοχής κυκλικής κόπωσης εμφανίζονται στην Εικ. 18.



Εικόνα 18. Σχηματική παράσταση S-N που δείχνει την υποβάθμιση της αντοχής S για δύο υλικά με αυξανόμενους κύκλους φορτίου N .²⁵

Εκτός από τον επιτόπιο έλεγχο στεφανών μιας μονάδας, η έρευνα για αποκαταστάσεις πολλαπλών μονάδων είναι συχνά μια πρόκληση, με την αποτυχία να εμφανίζεται συχνότερα από ρωγμές που προέρχονται από την ουλική πλευρά των συνδετήρων. Πολλές πτυχές του σχεδιασμού του συνδετήρα ελέγχουν τα φορτία αστοχίας, συμπεριλαμβανομένου του ύψους του συνδετήρα (τετράγωνο), του πλάτους του συνδετήρα (γραμμικό), της ακτίνας του συνδετήρα και του αν ο σύνδεσμος είναι επικαλυμμένος.²⁹ Δεδομένου ότι η «δύναμη» του συνδετήρα εξαρτάται από το ύψος και είναι γραμμική ως προς το πλάτος, η περιοχή του συνδετήρα δεν είναι καλό κριτήριο για την πρόβλεψη της συμπεριφοράς κόπωσης των οδοντικών αποκαταστάσεων. Οι τάσεις συγκεντρώνονται στους συνδετήρες λόγω της πολύ ελαφριάς κινητικότητας των δοντιών στήριξης, επομένως χρειάζεται κάποια μέθοδος αναπαραγωγής, π.χ. ένας τεχνητός περιοδοντικός σύνδεσμος από πολυβινυλοσιλοξάνιο. Λαμβάνοντας υπόψη όλα τα παραπάνω, είναι σημαντικό να κατασκευάζονται συνδετήρες που να είναι όσο το δυνατόν πανομοιότυποι σε ολόκληρο το πείραμα.²⁶ Για άλλη μια φορά, τα φορτία αστοχίας χρησιμοποιούνται γενικά για στατιστικές συγκρίσεις. Το εμπειρικά καθορισμένο φορτίο εκκίνησης για τη δοκιμή κόπωσης είναι συχνά μεταξύ 30% και 60% του μέσου φορτίου μονοτονικής αστοχίας. Ένα πολύ χρήσιμο εργαλείο για αυτό το είδος πειράματος είναι η χρήση CAD/CAM για την παραγωγή αποκαταστάσεων, καθώς ο σχεδιασμός και οι διαστάσεις μπορούν να διατηρηθούν σταθερές για έναν πληθυσμό δειγμάτων δοκιμής. Αυτός ο τύπος προσομοίωσης «δοκιμών απόδειξης»

στοχεύει στη διερεύνηση της κλινικής διάρκειας ζωής μιας μεμονωμένης αποκατάστασης από συγκεκριμένο κεραμικό υλικό. Πέρα από εκτενή δεδομένα βάσης για τα υλικά που δοκιμάστηκαν, οι βασικές αρχές της μηχανικής θραύσης παραμένουν οι ίδιες και βρήκαν εφαρμογή στην ανάλυση των επιμέρους εξαρτημάτων. Βασικά εργαλεία για την πρόβλεψη της απόδοσης περίπλοκων δομών είναι οι αριθμητικές προσομοιώσεις. Αυτές οι μέθοδοι επιτρέπουν τη βελτιστοποίηση του σχεδιασμού και της λειτουργίας και ενδέχεται να επεκτείνουν την αξία τους σε στατιστικά στοιχεία θραύσης καθώς και σε προβλέψεις διάρκειας ζωής. Πολύτιμες πληροφορίες σχετικά με θέματα ατελούς επεξεργασίας, ακατάλληλης χρήσης ή σχεδιασμού μπορούν να εντοπιστούν περαιτέρω με μια προσεκτική κλασματική εξέταση των θραυσμάτων που έχουν υποστεί θραύση.³⁰

4. Μελέτες κόπωσης των ολοκεραμικών συστημάτων (υλικών και προσθετικών αποκαταστάσεων).

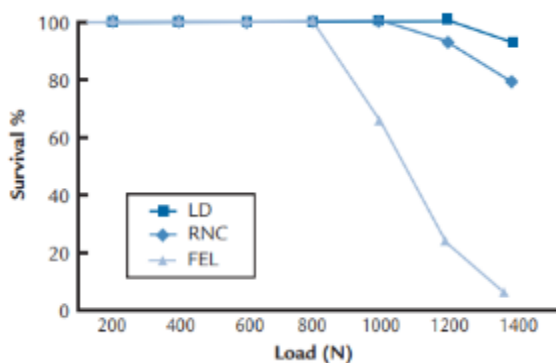
Καθώς το CAD/CAM κερδίζει σε δημοτικότητα, έχουν εισαχθεί περισσότερες εκδόσεις αισθητικών υλικών με δυνατότητα επεξεργασίας. Παρά την αισθητική εμφάνιση, τη σταθερότητα του χρώματος, τη βιοσυμβατότητα και την ανθεκτικότητα των υαλοκεραμικών αποκαταστάσεων, τέτοια υλικά παρουσιάζουν επίσης ορισμένα μειονεκτήματα, συμπεριλαμβανομένης της ευθραυστότητας, της ευαισθησίας σε κατάγματα και της φθοράς των αντίθετων φυσικών δοντιών. Άλλα υλικά που χρησιμοποιούνται για έμμεσες αισθητικές αποκαταστάσεις είναι οι σύνθετες ρητίνες. Τα κύρια πλεονεκτήματά τους περιλαμβάνουν τη χαμηλή φθορά στα δόντια ανταγωνιστές και χαμηλό συντελεστή ελαστικότητας, που επιτρέπει μεγαλύτερη απορρόφηση των λειτουργικών τάσεων μέσω της παραμόρφωσης. Παραμένουν ορισμένα μειονεκτήματα βέβαια της σύνθετης ρητίνης, όπως η φθορά, η φθορά του φινιρίσματος της επιφάνειας, η αστάθεια του χρώματος και η θραύση. Τα υλικά σύνθετης ρητίνης έχουν γίνει ιδιαίτερος δημοφιλή για CAD/CAM δεδομένου της ευκολίας τους στην κοπή. Η προσομοίωση της κόπωσης σε εργαστηριακές συνθήκες αντιπροσωπεύει μια πραγματική πρόκληση.

4.1 Μελέτες κόπωσης με πλήρως ανατομικά δοκίμια

Οι κλινικές μελέτες συνήθως χρειάζονται μεγάλο χρονικό διάστημα, τουλάχιστον 5 χρόνια παρακολούθησης, ενώ οι εργαστηριακές μελέτες θα μπορούσε να είναι μια άλλη

προσέγγιση που επιχειρεί να προσομοιώσει τις στοματικές καταστάσεις και να προβλέψει την αντίσταση των αποκαταστάσεων έναντι της μασητικής φόρτισης. Σε μια προσπάθεια προσέγγισης της κλινικής κατάστασης όσο το δυνατόν περισσότερο, γίνεται χρήση ανατομικά διαμορφωμένων δειγμάτων παρόμοιων διαστάσεων με τα φυσικά δόντια.

Σε πειραματική εργασία έγινε μελέτη όπου προσπάθησαν να αξιολογήσουν την αντοχή στην κόπωση, τον τρόπο αστοχίας και την φθορά των ανταγωνιστών σε γομφίο πλήρους περιγράμματος κατασκευασμένο από CAD/CAM σε τρία διαφορετικά υλικά, νανοκεραμική ρητίνη (RNC), αστριούχο υαλοκεραμικό (FEL) και διπυριτικό λίθιο (LD). Μετά την κόλληση οι αποκαταστάσεις υποβλήθηκαν σε κυκλική ισομετρική φόρτιση, σε υδραυλικό σύστημα κλειστού βρόχου, από 200 – 1.400 N σε μέγιστο 30.000 κύκλους η καθεμία. Τα δείγματα που επέζησαν φορτώθηκαν αξονικά μέχρι αστοχίας ή σε μέγιστο φορτίο 4.500 N. Οι μασητικοί κύκλοι εφαρμόστηκαν με τη βοήθεια σφαίρας συνθετικής ρητίνης διαμέτρου 10mm. Το υλικό αυτό προτιμήθηκε έναντι του ανοξειδωτού ατσάλι προς καλύτερη μίμηση των ανταγωνιστών δοντιών. Μετά τη συμφωνία δύο εξεταστών κάτω από οπτικό μικροσκόπιο έγινε διάκριση των καταγμάτων εάν είναι επισκευάσιμο, μερικώς επισκευάσιμο ή καταστροφικό δηλαδή πάνω ή κάτω από την ένωση οστεϊνοαδαμαντίνης (CEJ = cementoenamel junction). Η ανάλυση επιβίωσης του πίνακα ζωής χρησιμοποιήθηκε για τη σύγκριση της αντοχής στην κόπωση των τριών ομάδων. (εικόνα 19)



Εικόνα 19. Κατανομές επιβίωσης ανά υλικό σε κάθε φόρτωση.³¹

Όλα τα δείγματα επέζησαν της διαδικασίας κόπωσης μέχρι και το βήμα των 800N. Το ποσοστό επιβίωσης του ρητινώδους νανοκεραμικού (RNC) ήταν 80%, του διπυριτικού λιθίου 93.3% και του αστριούχου υαλοκεραμικού 6.6%. Οι στεφάνες LD (διπυριτικό λίθιο) και RNC που επέζησαν από την δοκιμασία κόπωσης δεν έδειξαν καμιά ένδειξη κατάγματος ή ρωγμών. Μετά τη δοκιμή κόπωσης οι στεφάνες RNC έδειξαν μικρότερη φθορά στην σφαίρα «ανταγωνιστή» σε σχέση με τις στεφάνες LD και FEL (αστριούχο υαλοκεραμικό).

Αντίθετα τα ίδια τα RNC (νανοκεραμική ρητίνη) υλικά επέδειξαν μεγαλύτερες φθορές στο σημείο επαφής με τη σφαίρα σε σχέση με το διπυριτικό λίθιο και τα αστριούχα όπου ήταν ελάχιστα αισθητά.

Η μηδενική υπόθεση της συγκεκριμένης έρευνας ότι δεν θα βρισκόταν κάποια σημαντική διαφορά σε σχέση με την αντοχή στην κόπωση, τον τρόπο αστοχίας ή τη φθορά του ανταγωνιστή μεταξύ των τριών υλικών εν μέρει απορρίφθηκε. Τα αποτελέσματα έδειξαν αυξημένη αντοχή στην κόπωση των οπίσθιων στεφάνων κατασκευασμένες από RNC και LD (διπυριτικό λίθιο) σε αντίθεση με το FEL (αστριούχο υαλοκεραμικό). Οι στεφάνες RNC (νανοκεραμική ρητίνη) παρουσίασαν επίσης λιγότερη φθορά στη σφαίρα ανταγωνιστή από τις LD και FEL. Ωστόσο, οι τρόποι αστοχίας ήταν παρόμοιοι μεταξύ των υλικών (με δυνατότητα επαναφοράς μετά τη δοκιμή κόπωσης, καταστροφικές μετά τη δοκιμή φορτίου σε αστοχία). Στην παρούσα μελέτη η μέση αντοχή σε θραύση του FEL(αστριούχο υαλοκεραμικό) ήταν 1171 N η οποία βρίσκεται εντός του εύρους που αναφέρθηκε σε προηγούμενες μελέτες. Η απόδοση των στεφάνων RNC και LD (διπυριτικό λίθιο) ήταν παρόμοια παρά τη διαφορετική αντοχή τους στην κάμψη αυτή η κατάσταση μπορεί να εξηγηθεί από το μέτρο ελαστικότητας του υλικού. Από κλινική άποψη το RNC (νανοκεραμική ρητίνη) παρουσιάζει σημαντικά πλεονεκτήματα σε σύγκριση με τα άλλα υλικά όπως ότι ο χρόνος κοπής μειώνεται και το υλικό προκαλεί μικρότερη φθορά στις φρέζες κοπής και αναμένονται πιο ακριβή περιθώρια στον αυχένα. Επιπλέον δεν χρειάζεται να υποστεί ψήσιμο και μπορεί εύκολα να στιλβωθεί. Τέλος από ότι φαίνεται και από παρατηρήσεις από την παρούσα μελέτη είναι αρκετά φιλικό σε σχέση με τη φθορά των ανταγωνιστών. Βέβαια δεν μπορούμε να πούμε το ίδιο όσον αφορά τη φθορά του ίδιου του υλικού που ήταν μεγαλύτερη.

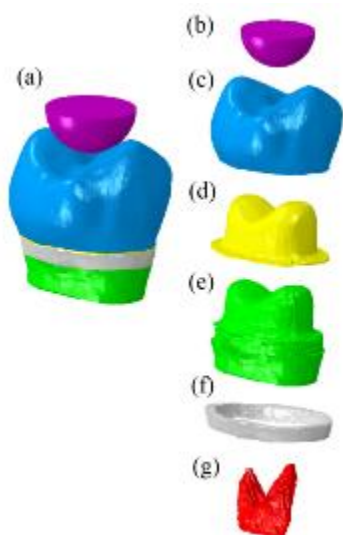
Σημαντικός περιορισμός της παρούσας έρευνας είναι οι πλευρικές δυνάμεις που μπορεί να εμφανιστούν κλινικά κατά τη μάσηση και όμως εδώ δεν προσημειώθηκαν.^{31, 32}

Σε άλλη έρευνα αριθμητικής ανάλυσης έγινε προσπάθεια να εκτιμηθεί αριθμητικά η διάρκεια κόπωσης ενός δοντιού που είχε αποκατασταθεί με δύο διαφορετικές κεραμικές στεφάνες κατασκευασμένες από LD (διπυριτικό λίθιο) και PIC (πολυμέρες κεραμικό). Ένα από τα πιο συχνά ευρέως χρησιμοποιούμενα ολοκεραμικά υλικά CAD/CAM είναι το IPS e-max CAM που είναι υαλοκεραμικό με βάση το διπυριτικό λίθιο (Lithium Disilicate-LD), μερικώς κρυσταλλωμένο. Το διπυριτικό λίθιο διαθέτει ανώτερες αισθητικές ιδιότητες και σταθερότητα του χρώματος όμως δεν είναι αρκετά ισχυρό για αποκαταστάσεις οπισθίων

δοντιών. Για να αντισταθμιστεί αυτή η αδυναμία αναπτύχθηκε τελευταία ένα πολυμερές κεραμικό (PIC) το οποίο είναι πιο όλκιμο. Το υβριδικό αυτό υλικό διατίθεται στο εμπόριο ως Vita enamic και περιέχει 86 wt% κεραμικό με 14wt% πολυμερές και υποστηρίζεται ότι είναι λιγότερο ευαίσθητο σε θραύση από τα καθαρά κεραμικά. Μελέτες έχουν δείξει ότι το PIC (πολυμερές κεραμικό) έχει υψηλότερο συντελεστή Weibull δεδομένων δοκιμής αντοχής σε θραύση από το LD σε συνθήκες κάμψης.^{31,32}

Οι αριθμητικές μέθοδοι φαίνεται να είναι μία ισχυρή εναλλακτική για την αξιολόγηση της κατανομής της πίεσης στο αποκατεστημένο δόντι στο σύνολό του. Η μέθοδος πεπερασμένων στοιχείων (Finite Element Method-FEM) είναι η πιο αποδεκτή τεχνική και μπορεί να καθορίσει τις περιοχές συγκέντρωσης τάσεων σε περιοχές μεταξύ διαφορετικών υλικών όπως είναι η ένωση του κεραμικού με τον συγκολλητικό παράγοντα. Το πρώτο βήμα για οποιαδήποτε ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων (Finite Element Analysis-FEA) αποτελεί η δημιουργία ενός ψηφιακού μοντέλου και υπολογιστική τομογραφία (Computed Tomography-CT).²⁵

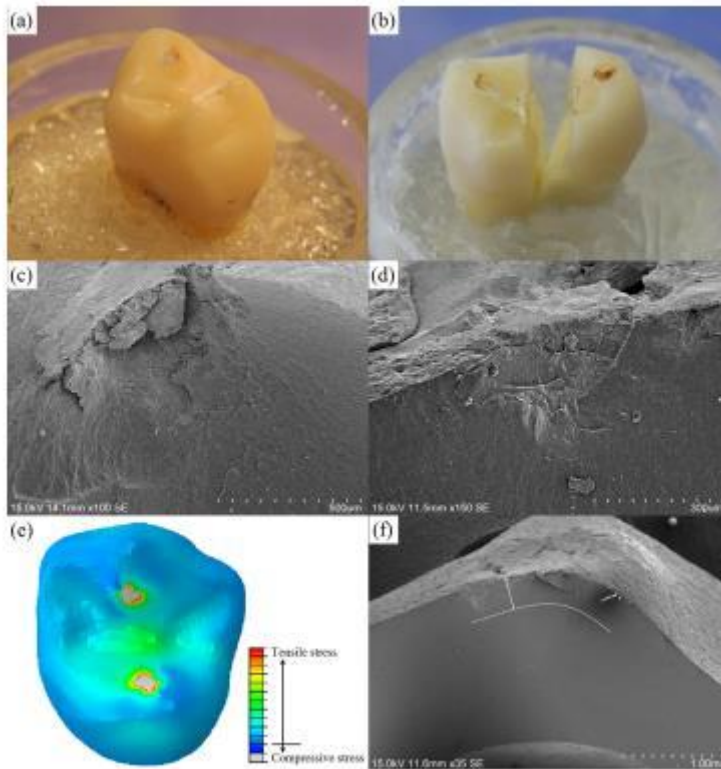
Αφού ψηφιοποιήθηκε ένας πρώτος προγόμφιος της άνω γνάθου (τα στοιχεία του οποίου απεικονίζονται όλα στην Εικ. 20) δημιουργήθηκε ένα ογκομετρικό εξαεδρικό πλέγμα, ανώτερο των τετραεδρικών στοιχείων, για την κεραμική στεφάνη, την αδαμαντίνη, την οδοντίνη, τον συγκολλητικό παράγοντα και τον πολφό.



Εικόνα 20. Τα στοιχεία που συμπεριλαμβάνονται στο μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων του προγομφίου. a) το αποκατεστημένο δόντι με το ημισφαίριο b) ημισφαίριο c) κεραμική στεφάνη d) συγκολλητική ρητίνη e) οδοντίνη f) αδαμαντίνη g) πολφός.³³

Ένα ημισφαίριο από ανοξείδωτο ατσάλι διαμέτρου 5mm έρχεται σε επαφή με τη μασητική επιφάνεια, χωρίς τριβή, τόσο με το παρειακό όσο και το γλωσσικό φύμα. Οι μηχανικές ιδιότητες της αδαμαντίνης, της οδοντίνης, του πολφού καθώς και η αναλογία poisson των κεραμικών στεφάνων όπως και οι συντελεστές ελαστικότητας ελήφθησαν από προηγούμενες μελέτες. Τις ιδιότητες σχετικά με τη ρητινώδη κονία τις απέκτησαν από τον κατασκευαστή και όλες οι ιδιότητες του υλικού αντιστοιχίστηκαν στα κατάλληλα μέρη των πεπερασμένων στοιχείων. Η ποσότητα του φορτίου που εφαρμόστηκε στην εσοχή επιλέχθηκε σύμφωνα με τα μέσα φορτία αστοχίας κόπωσης των προγομφίων που ελήφθησαν σε προηγούμενη μελέτη, δηλαδή το μέσο φορτίο κόπωσης για στεφάνες LD ήταν 1.400 N και 870N για στεφάνες PIC (πολυμερές κεραμικό). Το κριτήριο για την αξιολόγηση της διάρκειας κόπωσης των κεραμικών στεφάνων της οδοντίνης και της αδαμαντίνης ήταν το να συγκριθεί η μέγιστη κύρια τάση που επιτεύχθηκε κατά τη φόρτιση με τα διαγράμματα S-N. Η καμπύλη S- N αντιπροσωπεύει το πλάτος της τάσης ως συνάρτηση του αριθμού των κύκλων μέχρι την αποτυχία.^{33, 25}

Η κατανομή τάσεων στις στεφάνες LD και PIC (πολυμερές κεραμικό) απεικονίζεται στην Εικ.21 Κατά τη σύγκριση των αποτελεσμάτων της FEA με την in vitro μελέτη³⁴ παρατηρήθηκε μια καλή επαλήθευση μεταξύ των περιοχών μέγιστου στρες και των αποτυχημένων περιοχών. Η κοινή αστοχία των κεραμικών στεφάνων εμφανίστηκε στην περιοχή επαφής ή στην κεντρική αύλακα. Εικόνες με ηλεκτρονικό μικροσκόπιο σάρωσης (SEM) έδειξαν ότι ορισμένα δείγματα απέτυχαν σε μια περιοχή περίπου 0,3-0,5 mm κάτω από την κεντρική αύλακα (Εικ. 21f).³³



Εικόνα 21. Σύγκριση μεταξύ πειραματικών αστοχιών και αριθμητικής ανάλυσης. α) αστοχία στο σημείο επαφής β) αποτυχία στην κεντρική αύλακα γ) εικόνα SEM από αστοχία στο σημείο επαφής δ) εικόνα SEM από αστοχία στην κεντρική αύλακα ε) ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων που δείχνει τις υψηλότερες κατανομής τάσεων ζ) εικόνα SEM αστοχίας στην κεντρική αύλακα από ευρύτερη οπτική.³³

Στη διεπαφή της κονιάς, η ποσότητα της πίεσης ήταν μεγαλύτερη κάτω από το γλωσσικό φύμα σε σύγκριση με το παρειακό και στις δύο κεραμικές στεφάνες. Η μέγιστη τάση εφελκυσμού στην οδοντίνη ήταν 37 MPa και 25 MPa για τα δείγματα στεφανών LD και PIC, αντίστοιχα, η οποία εμφανίστηκε στη διεπαφή με την αδαμαντίνη και για τα δύο μοντέλα. Κατόπιν υπολογισμού μέσω εξίσωσης ο εκτιμώμενος αριθμός κύκλων οδοντίνης κάτω από τις στεφάνες LD ($3,1 \times 10^6$ κύκλοι) και PIC ($1,75 \times 10^6$ κύκλοι) υποδηλώνει ότι δεν υπήρχε κίνδυνος αποτυχίας κόπωσης στην οδοντίνη. Αντίθετα, η ανεπτυγμένη τάση στην αδαμαντίνη ήταν υψηλότερη δίνοντας 51 MPa για το LD και 40 MPa για το PIC στη διεπαφή με την οδοντίνη. Αυτές οι τάσεις έδωσαν διάρκεια ζωής $1,14 \times 10^6$ και $14,8 \times 10^6$ κύκλων για τα μοντέλα LD και PIC, αντίστοιχα. Η μέγιστη διατμητική τάση του συγκολλητικού παράγοντα ήταν 53,6 MPa στο μοντέλο LD και 29 MPa στο μοντέλο PIC, όπου βρέθηκε στα αποστρογγυλεμένα αυχενικά όρια και στα δύο μοντέλα.³³

Δείχθηκε ότι η μέγιστη κύρια τάση ακριβώς κάτω από το σημείο επαφής ήταν θλιπτική (Εικ. 21ε), που οφειλόταν στην υψηλή φέρουσα τάση από το ημισφαίριο. Από την άλλη πλευρά, εντοπίστηκε έντονη εφελκυστική τάση στην περιοχή γύρω από το σημείο επαφής και είχε ως αποτέλεσμα τη δημιουργία κωνικών ρωγμών. Η υψηλή εφελκυστική τάση που παρατηρήθηκε στην κεντρική αύλακα πιθανότατα οφειλόταν στην κάμψη του λεπτού κεραμικού στην περιοχή αυτή. Αυτό που κάνει τα παραδοσιακά κεραμικά αρκετά εύθραυστα είναι η ιδιότητα τους να μην απορροφούν ενέργεια. Αντιθέτως τα πολυμερή κεραμικά λόγω ύπαρξης πολυμερούς εμφανίζουν κάποια ολκιμότητα απορροφώντας περισσότερη ενέργεια από τις προωθούμενες ρωγμές. Η τάση εφελκυσμού των κεραμικών στεφάνων στη διεπιφάνεια με την κονία ήταν μεγαλύτερη κάτω από το γλωσσικό φύμα πιθανών λόγω υψηλότερου κεραμικού πάχους που δημιουργεί μεγαλύτερη ακαμψία.³³

Μια πολλά υποσχόμενη τεχνική που προτάθηκε πρόσφατα για οδοντιατρικές εφαρμογές είναι η διαβάθμιση της ζirkονίας. Σε άλλη πειραματική εργασία πρότειναν την μέθοδο διείσδυσης γυαλιού στις επιφάνειες του 3Y-TZP έτσι ώστε να επιτευχθεί καλύτερη κατανομή τάσεων, με αποτέλεσμα ενισχυμένη αντοχή στην κάμψη σε σύγκριση με αυτή που επιτυγχάνεται με τη μονολιθική ζirkονία. Επιπλέον προστατεύει από την υδροθερμική υποβάθμιση, αποφεύγει τη φθορά των ανταγωνιστών και επιτρέπει χρωματικές παραλλαγές, βελτιώνοντας την αισθητική των μονολιθικών αποκαταστάσεων.^{26,34}

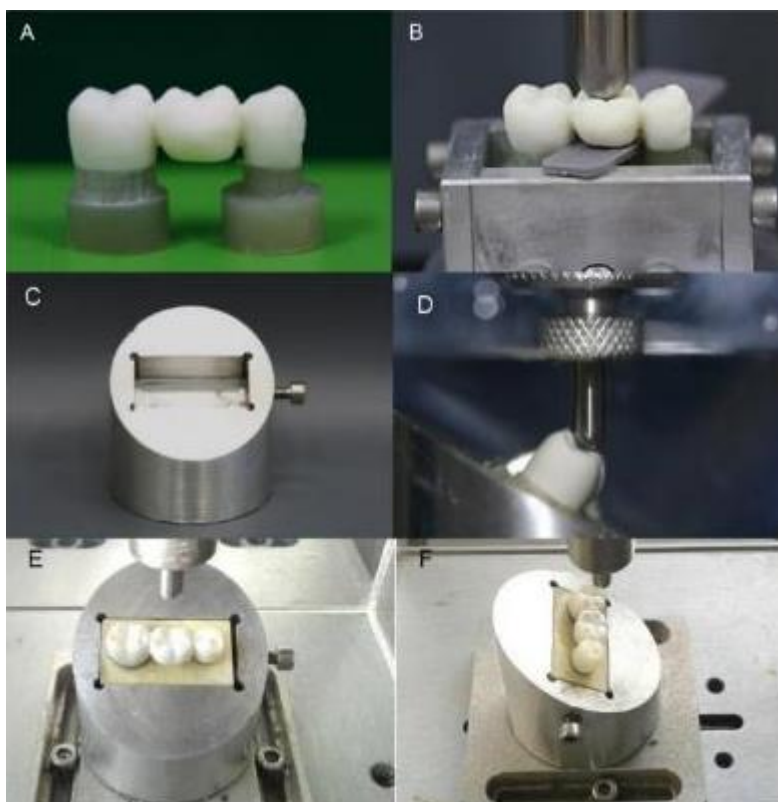
Το κύριο χαρακτηριστικό των λειτουργικά διαβαθμισμένων υλικών (functionally graded materials - FGM) όπως το ζirkόνιο που περιγράφηκε παραπάνω είναι μια σταδιακή μεταβολή της σύνθεσης και/ή των φάσεων, και κατά συνέπεια των ιδιοτήτων, μέσα στο ίδιο υλικό. Ένας άλλος τρόπος επεξεργασίας των FGM (λειτουργικά διαβαθμισμένων υλικών) είναι η διείσδυση πυριτίου της ζirkονίας με την μέθοδο sol-gel, η οποία επιτρέπει την τροποποίηση της επιφάνειας της ζirkονίας με αντιδραστική διάχυση πυριτίου σε ζirkόνιο κατά τη διαδικασία πυροσυσσωμάτωσης. Αυτή η μέθοδος δεν απαιτεί πρόσθετη θερμική επεξεργασία και σχηματίζει ένα πυριτικό ζirkόνιο, το οποίο επηρεάζει τις μηχανικές ιδιότητες της ζirkονίας και βελτιώνει τη δομική της ομοιογένεια.^{26,34}

Ερευνητές προσπάθησαν να αξιολογήσουν την επίδραση της διήθησης γυαλιού/πυριτίου στο όριο κόπωσης σταθερών οδοντικών προσθέσεων 3 μονάδων (από δεύτερο προγόμφιο της κάτω μέχρι δεύτερο γομφίο) κατασκευασμένων από μονολιθικό 3 mol% Y-TZP. Για την συγκεκριμένη έρευνα κόπηκαν 69 προσυντηγμένα μπλοκ Vita In Ceram YZ και καθαρίστηκαν με αποσταγμένο νερό σε λουτρό υπερήχων. Στη συνέχεια

χωρίστηκαν σε τρεις πειραματικές ομάδες ($n = 23$), σύμφωνα με τα πρωτόκολλα βαθμολόγησης.

1. Ομάδα ελέγχου (Control group - CTL). Οι αποκαταστάσεις πυροσυσσωματώθηκαν σε κατάλληλο κλίβανο και εν συνεχεία γυαλίστηκαν
2. Ομάδα κολλοειδούς γέλης πυριτίου (Silica Sol Gel - SSG). Οι αποκαταστάσεις υποβλήθηκαν σε διήθηση πυριτίου με τη μέθοδο sol-gel, σύμφωνα με τους Campos et al. (36). Το πυριτικό οξύ ελήφθη με τη διέλευση μεταπυριτικού νατρίου ($\text{Na}_2\text{SiO}_3 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$) υδατικό διάλυμα (10% m/m) μέσω ρητίνης ανταλλαγής ιόντων (IR120-Rohm και Haas). Οι αποκαταστάσεις βυθίστηκαν στο διάλυμα πυριτικού οξέος, 0,5 mol/l, για 120 ώρες σε ένα ερμητικά σφραγισμένο δοχείο με την μασητική επιφάνεια στραμμένη προς τα κάτω, σε θερμοκρασία δωματίου. Στη συνέχεια αφαιρέθηκαν από το πήκτωμα και αφέθηκαν να στεγνώσουν σε θερμοκρασία δωματίου, με την μασητική επιφάνεια στραμμένη προς τα επάνω, πυροσυσσωματώθηκαν στον ίδιο κλίβανο με τα προηγούμενα και δεν γυαλίστηκαν.
3. Ομάδα γυαλιού-ζιρκόνιου-γυαλιού (Glass zirconia glass - GZG) Η διείδυση του γυαλιού ακολούθησε το πρωτόκολλο που πρότειναν οι Zhang και Kim³⁵. Οι προσυνηγμένες αποκαταστάσεις θερμάνθηκαν στους 1400°C για 1 ώρα στον αέρα. Μετά την ψύξη, όλες οι προσβάσιμες επιφάνειες επικαλύφθηκαν με ένα εναιώρημα κονιοποιημένου γυαλιού αποτελούμενο από SiO_2 (65,5%), Al_2O_3 (11,7%), K_2O (10,0%), Na_2O (7,3%), CaO (3,0%) και Tb_4O_7 (1,9%). Η σύνθεση γυαλιού διαμορφώθηκε έτσι ώστε το γυαλί και το ζιρκόνιο να έχουν παρόμοιους συντελεστές θερμικής διαστολής. Και σε αυτήν την ομάδα οι γέφυρες δεν γυαλίστηκαν.

Πριν από τη δοκιμή κόπωσης, προσδιορίστηκαν τα μονοτονικά φορτία αστοχίας από τρία δείγματα από κάθε πειραματική ομάδα. Σε μια καθολική μηχανή δοκιμών (Emic DL 1000, Emic, São José dos Pinhais, Βραζιλία), τα δείγματα έλαβαν κλίση 30⁰σε σχέση με το οριζόντιο επίπεδο, βυθισμένο στο νερό και μια στρογγυλή άκρη καρβιδίου βολφραμίου (διαμέτρου 6 mm) εφάρμοσε ένα φορτίο ημισελήνου στις εσωτερικές κλίσεις των παρειακών φυμάτων του γεφυρώματος (1ος γομφίος) έως ότου τα δείγματα σπάσουν. (Εικ.22D). Οι αρχικές τιμές της δοκιμής κλίμακας λήφθηκαν χρησιμοποιώντας το 70% του μέσου όρου μονοτονικού φορτίου σε θραύση τριών δειγμάτων από κάθε πειραματική ομάδα. Ο σκοπός αυτής της διαδικασίας ήταν να ληφθεί μια τιμή κοντά στο όριο αντοχής κάθε ομάδας.

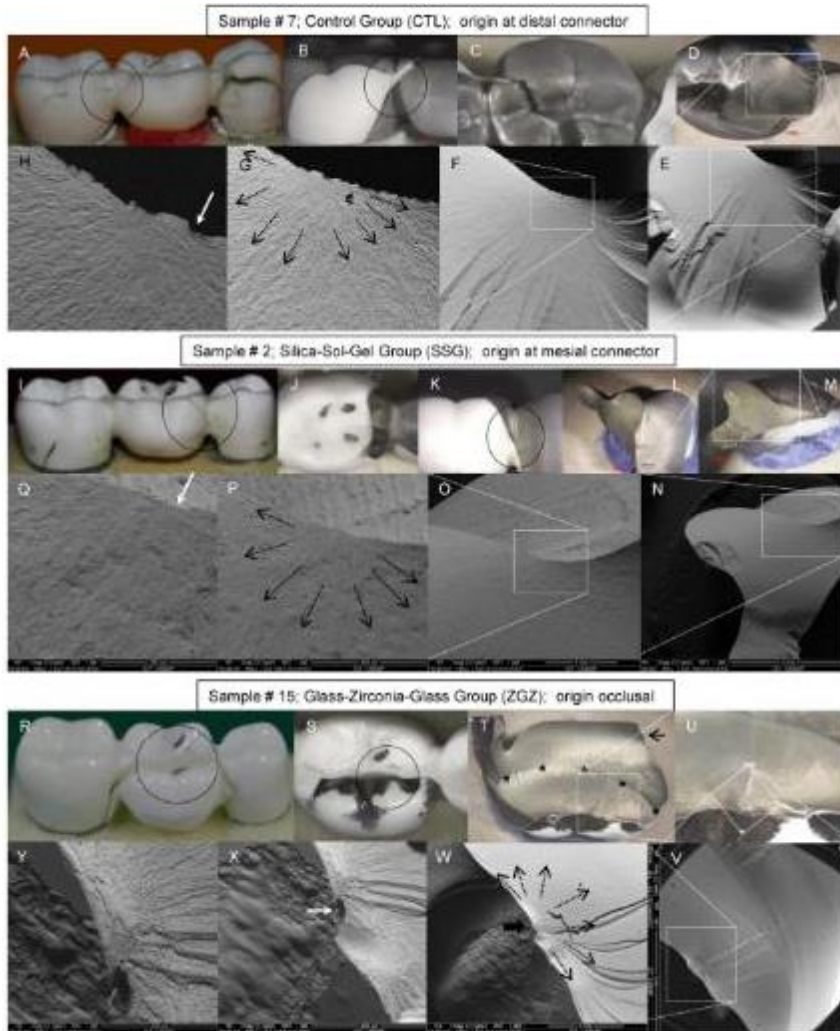


Εικόνα 22. Α) η γέφυρα στα συνθετικά παρασκευάσματα Β) το δείγμα τοποθετημένο σε ορθογώνια μεταλλική μήτρα για ενσωμάτωση σε πολυουρεθάνη C) συσκευή αλουμινίου σχεδιασμένη για μηχανικές δοκιμές σε ορθογώνια θέση για την σωστή εισαγωγή των μπλοκ πολυουρεθάνης D) κλίση 30° του δείγματος σε σχέση με το οριζόντιο επίπεδο. Το άκρο καρβιδίου βολφραμίου έρχεται σε επαφή με τις εσωτερικές κλίσης του παρειακού φύματος του γεφυρώματος Ε) - F) το δείγμα σε θέση για το τεστ κλίμακας.³⁶

Η δοκιμή κλίμακας πραγματοποιήθηκε σε ηλεκτρική μηχανή, με τα δείγματα τοποθετημένα με τον ίδιο τρόπο που τοποθετήθηκαν στη μονοτονική δοκιμή (Εικ. 22Ε, F). Κάθε πειραματική ομάδα ακολούθησε τα δικά της καθεστώτα φορτίου, επειδή το αρχικό φορτίο και τα μεγέθη βημάτων προέκυψαν από τα αντίστοιχα μέσα φορτίου για θραύση. Είκοσι δείγματα εξετάστηκαν για κάθε ομάδα. Με την ολοκλήρωση του τεστ, καθορίστηκε το λιγότερο συχνό συμβάν (αποτυχία ή επιβίωση), το οποίο χρησιμοποιήθηκε στην ανάλυση.³⁶

Η ανάλυση κατάγματος πραγματοποιήθηκε αρχικά με τη βοήθεια διόφθαλμου στερεοσκοπικού μικροσκοπίου για τον προσδιορισμό των χωρικών σχέσεων των παρατηρούμενων χαρακτηριστικών του κατάγματος. Τα θραύσματα στη συνέχεια καθαρίστηκαν σε λουτρό υπερήχων με ισοπροπυλική αλκοόλη για 10 λεπτά, ξηράνθηκαν και επικαλύφθηκαν με ψεκασμό χρυσού. Στη συνέχεια αναλύθηκαν με ηλεκτρονικό μικροσκόπιο σάρωσης. Ανάμεσα στις τρεις ομάδες παρατηρήθηκαν στατιστικές διαφορές

μεταξύ των ορίων κόπωσης: η ομάδα ελέγχου είχε το χαμηλότερο όριο κόπωσης, ενώ η ομάδα GZG έλαβε το υψηλότερο. Στις αποτυχίες αν και όλες καταστροφικές ακολουθήθηκαν διαφορετικά πρότυπα όπως φαίνεται και στην εικόνα 23 που δείχνει την χαρτογράφηση κατάγματος ενός αντιπροσωπευτικού δείγματος από κάθε πειραματική ομάδα.



Εικόνα 23. Χαρτογράφηση καταγμάτων. Στους μαύρους κύκλους απεικονίζονται οι περιοχές που εξετάστηκαν. Με τις λευκές διακεκομμένες γραμμές υποδηλώνονται οι περιοχές πιθανής έναρξης των ρωγμών. Με τα μαύρα βέλη υποδεικνύεται η κατεύθυνση διάδοσης της ρωγμής και με τα λευκά η προέλευση του κατάγματος.³⁶

Από ότι είναι γνωστό μέχρι σήμερα, αυτή είναι η πρώτη μελέτη που δοκιμάζει γέφυρες 3 μονάδων ζirkονίας πλήρους περιγράμματος κατασκευασμένες από διαβαθμισμένη 3Y-TZP. Σύμφωνα με τα αποτελέσματα, οι τεχνικές διήθησης γυαλιού/πυριτίου αυξάνουν σημαντικά τα όρια κόπωσης σε σύγκριση με την ομάδα ελέγχου (CTL). Η γεωμετρία του δείγματος μπορεί να επηρεάσει τη συγκέντρωση τάσεων καθώς έχει αναφερθεί ότι τα φορτία

κατάγματος ήταν χαμηλότερα σε καμπύλες επιφάνειες ανατομικά σωστών στεφανών από ότι σε επίπεδα δείγματα.^{22, 23,36}

Στην παρούσα μελέτη, στην ομάδα SSG, οι αυλακώσεις που δημιουργήθηκαν από τη διαδικασία CAD/CAM πληρώθηκαν με πυρίτιο. Κατά τη διαδικασία πυροσυσσωμάτωσης, το πυρίτιο στην επιφάνεια του ζirkονίου μπορεί να υποστεί αντίδραση στη στερεά του κατάσταση, με αποτέλεσμα τη δημιουργία πυριτίου ζirkονίου, χωρίς την άμορφη υαλώδη φάση. Επομένως, το πυρίτιο δεν είναι στην ελεύθερη του μορφή. Το στρώμα του $ZrSiO_4$ που σχηματίζεται στην επιφάνεια 3Y-TZP μειώνει τον αριθμό των ατελειών, και κατά συνέπεια, η πιθανότητα αυτών των ελαττωμάτων γίνεται το αρχικό σημείο ρωγμής στο κεραμικό υλικό, όταν υποβάλλεται σε μηχανική καταπόνηση. Η αύξηση του ορίου κόπωσης στην ομάδα GZG μπορεί να σχετίζεται με την πλήρωση γυαλιού των χώρων ανάμεσα στους κόκκους και επίσης με το υπολειπόμενο στρώμα γυαλιού στην επιφάνεια της γέφυρας, το οποίο έχει χαμηλότερο μέτρο ελαστικότητας και κατανέμει καλύτερα τις τάσεις. Όσον αφορά στα αποτελέσματα του GZG η μεγαλύτερη μεταβλητότητα ίσως να οφείλεται σε διακυμάνσεις στο υλικό, όπως διαφορετικά πάχη του υπολειπόμενου στρώματος γυαλιού.³⁶

Στην αρχική φόρτιση για τη δοκιμή κόπωσης τα επίπεδα φορτίου που χρησιμοποιήθηκαν ήταν διαφορετικά, ανάλογα με την ομάδα. Αυτό σημαίνει ότι, παρόλο που και οι τρεις ομάδες είναι ουσιαστικά όμοιες στον όγκο, τα επιφανειακά χαρακτηριστικά τους ήταν καθοριστικά για την αντίσταση στη μονοτονική φόρτιση και, επομένως, για την αντοχή τους στην κόπωση.

Στην παρούσα μελέτη αυτό που παρατηρήθηκε είναι ότι δεν υπήρχε θρυμματισμός, πιθανώς λόγω έλλειψης επένδυσης κεραμικού. Σε αντίθεση με τα όλκιμα υλικά, μια ρωγμή δεν δημιουργείται φυσικά σε εύθραυστα κεραμικά υλικά. Τυπικά, ξεκινά από τυχόν προϋπάρχοντα ελαττώματα και όταν είναι σε τάση, προκαλούν τοπικές συγκεντρώσεις ~~σπρες~~ τάσεων όταν φορτώνονται σε περισσότερα από υποφερτά επίπεδα. Άλλοι παράγοντες που μπορεί επίσης να παίζουν ρόλο στα κατάγματα των οπίσθιων σταθερών ολοκεραμικών οδοντικών προθέσεων, είναι ο σχεδιασμός της πρόσθεσης, η κατανομή των ελαττωμάτων και η κατεύθυνση και το μέγεθος της μασητικής φόρτισης.³⁶

Σε έρευνα που διεξήχθη το 2018, σχετικά με την αντοχή στην κόπωση γεφυρών από ημιδιαφανές υλικό ζirkονίας πλήρους περιγράμματος και σύγκριση των αποτελεσμάτων με αυτά των γεφυρών από διπυριτικό λίθιο, τέθηκε σαν παράμετρος και η μείωση του

συνδετήρα κάτω από 4x4mm , καθώς και το , εάν ένας περιορισμένος αριθμός δειγμάτων ανά φορτίο επαρκεί για τη διαφοροποίηση μεταξύ των υλικών και για να επιτραπούν προβλέψεις σχετικά με την κλινική μακροζωία. Για να προβλεφθεί η δυνατότητα μείωσης του μεγέθους του συνδετήρα από 4mm×4mm σε 3mm×4mm για το υλικό ζirkονίας, διεξήχθησαν προσομοιώσεις μοντέλου πεπερασμένων στοιχείων (Finite Element Modeling -FEM). Για λόγους συνέπειας, διεξήχθησαν παρόμοιες προσομοιώσεις χρησιμοποιώντας γέφυρα από διπυριτικό λίθιο και διατυπώθηκαν οι ακόλουθες υποθέσεις: Υπάρχει διαφορά στην αντοχή στην κόπωση μεταξύ γεφυρών τριών μονάδων από διπυριτικό λίθιο και ζirkόνιο. Η μείωση του μεγέθους του συνδετήρα έχει ως αποτέλεσμα τη μείωση της αντοχής στην κόπωση. Οι προσομοιώσεις FEM μπορούν να προβλέψουν τη δύναμη σε αστοχία για υλικό ζirkονίας με διαφορετικά μεγέθη συνδετήρων.5·8

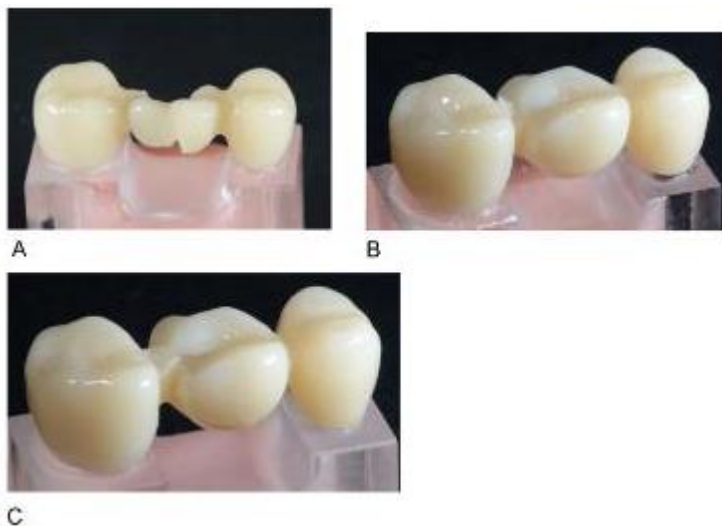
Για να επιτευχθεί η έρευνα κατασκευάστηκε γέφυρα αντικατάστασης πρώτου γομφίου. Το μοντέλο μήτρας PMMA της γέφυρας σαρώθηκε με σαρωτή 3Shape και κατασκευάστηκε μια γέφυρα με διατομές του συνδετήρα 4 mm × 4 mm. Για το πρεσσαριστό υαλοκεραμικό IPS e.max Press, η γέφυρα κόπηκε από δίσκο κεριού και το κεραμικό υλικό IPS e.max Press LT A3 συμπιέστηκε με τον κλίβανο EP 600 στους 920°C. Οι γέφυρες IPS e.max ZirCAD MT3 (απόχρωση A3) κόπηκαν ξηρά από δίσκο IPS e.max ZirCAD MT3 και πυροσυσσωματώθηκαν στους 1500°C για 2 ώρες. Με τη βοήθεια του λογισμικού κατασκευής 3Shape, μια άλλη γέφυρα με διαστάσεις συνδετήρα ύψους 3mm και πλάτους 4mm σχεδιάστηκε, κόπηκε και πυροσυσσωματώθηκε με τον ίδιο τρόπο που περιγράφηκε παραπάνω. Το σκεπτικό για τη μείωση των μεγεθών των συνδετήρων ήταν ότι σε πολλές κλινικές ρυθμίσεις, δεν υπάρχει αρκετό κατακόρυφο ύψος και επομένως θα ήταν χρήσιμο να υπάρχει ένα υλικό που να επιτρέπει τη μείωση του κατακόρυφου ύψους, ενώ το αυξημένο πλάτος δεν δημιουργεί αισθητικό πρόβλημα. Όλες οι γέφυρες στιλβώθηκαν.

Η δυναμική φόρτιση κόπωσης πραγματοποιήθηκε με μηχανές δυναμικής δοκιμής ενός άξονα (Dyna-Mess 5 kN; Dyna-Mess Prüfsysteme GmbH, Stolberg, Γερμανία) οι οποίες είναι εξοπλισμένες με σερβο-πνευματικούς ενεργοποιητές. Στους θαλάμους τοποθετήθηκε απιονισμένο νερό, του οποίου η θερμοκρασία διατηρήθηκε σταθερή στους 37°C με τη βοήθεια συστήματος θέρμανσης και αισθητήρων θερμοκρασίας. Στο σύστημα καταγράφηκαν online τρεις παράμετροι: το φορτίο, η απόσταση και η θερμοκρασία. Δύο δείγματα δοκιμάστηκαν με συχνότητα 2 Hz σε κάθε δεδομένο φορτίο, κάθε φορά χρησιμοποιώντας ένα εκκρεμές φορτίου το οποίο δεν βιδώθηκε στον ενεργοποιητή αλλά αντιθέτως στερεώθηκε χαλαρά για να διασφαλιστεί ότι ασκήθηκαν μόνο κάθετες δυνάμεις

στο δείγμα χωρίς δυνάμεις διάτμησης. Δύο δείγματα ανά ομάδα και φορτίο υποβλήθηκαν σε φθίνοντα επίπεδα φορτίου μέχρι και τα δύο δείγματα δεν παρουσίαζαν πλέον αστοχίες. Σε εκείνο το σημείο, ένα τρίτο δείγμα φορτώθηκε σε αυτό το φορτίο. Εφόσον και τα τρία δείγματα δεν παρουσίασαν αστοχία από αυτό το φορτίο, η δοκιμή του υλικού ολοκληρώθηκε. Για την αξιολόγηση των δειγμάτων χρησιμοποιήθηκε στερεοσκοπικό μικροσκόπιο.

Προκειμένου να προβλεφθεί η δύναμη θραύσης για μειωμένο μέγεθος συνδετήρα δημιουργήθηκαν τρισδιάστατα μοντέλα FEM της γέφυρας με διαστάσεις συνδετήρα 4 mm×4 mm και 3 mm×4 mm (ύψος×πλάτος). Το πλέγμα πραγματοποιήθηκε χρησιμοποιώντας δεύτερη τάξη τετραεδρικών στοιχείων. Οι υπολειμματικές τάσεις προήλθαν από την πυροσυσσωμάτωση και οι ακόλουθες διαδικασίες στίλβωσης παραμελήθηκαν. Ένα φορτίο 750 N ασκήθηκε στη γέφυρα με συνδετήρα 4 mm× 4 mm και 550 N σε αυτήν με 3 mm× 4 mm. Μια άλλη μελέτη FEM διεξήχθη προκειμένου να διερευνηθεί η επίδραση του υλικού μήτρας στις υπολογιζόμενες τάσεις. Για το σκοπό αυτό, το υλικό της μήτρας θεωρήθηκε ότι είναι (1) πλήρης οδοντίνη ή (2) πλήρης αδαμαντίνη. Η στατιστική ανάλυση έγινε με λογαριθμικό και Weibull μοντέλο.

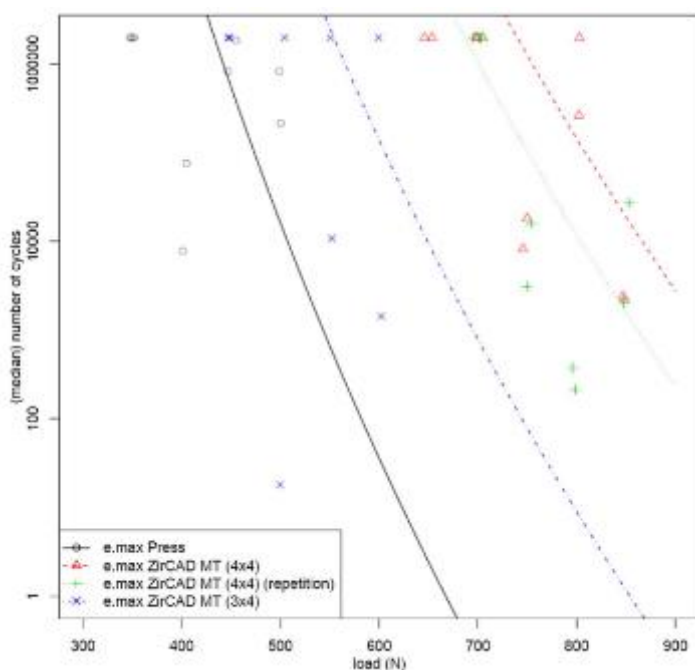
Οι αποτυχίες στις γέφυρες ζirkονίας ήταν σχεδόν πάντα πλήρη κατάγματα του άπω συνδετήρα (Εικ. 24 Β και C).



Εικόνα 24. Αστοχίες των γεφυρών A) IPS e.max Press, κάταγμα στο γεφύρωμα B) IPS e.max ZirCAD MT, κάταγμα στον άπω σύνδεσμο C) IPS e.max ZirCAD MT με μειωμένο μέγεθος συνδέσμου, κάταγμα στον άπω σύνδεσμο.²²

Αντιθέτως, οι αστοχίες των IPS e.max Press άρχισαν να εμφανίζονται κυρίως ως ρωγμές που οδήγησαν σε σπασίματα των συνδετήρων αργότερα (Εικ. 24Α). Το επίπεδο των δειγμάτων που επέζησαν (χωρίς αποτυχίες στους 2×10^6 κύκλους) ήταν 700 N για IPS e.max ZirCAD MT3– και αυτό ίσχυε επίσης για την ομάδα επανάληψης που επιβεβαιώνει την υπόθεση ότι μπορεί να χρησιμοποιηθεί περιορισμένος αριθμός δειγμάτων για μία ομάδα δοκιμής. Όμως για τις γέφυρες με μειωμένο μέγεθος συνδετήρα, το επίπεδο επιζώντων ήταν μόνο 500 N. Για τις γέφυρες του e.max Press το επίπεδο επιζώντων ήταν 350 N. Ένα μοντέλο Weibull παρείχε καλύτερη προσαρμογή στα δεδομένα από ένα λογαριθμικό κανονικό μοντέλο. Η αντίσταση κόπωσης στο μοντέλο Weibull (1% του κατάγματος μετά από 2×10^6 κύκλους) εκτιμήθηκε ότι είναι 286 N για το IPS e.max Press, 365 N για IPS e.max ZirCAD MT3 με μειωμένους συνδέσμους, 488 N για IPS e.max ZirCAD MT3 με 4 mm× 4 mm σύνδεσμο και 453 N για IPS e.max ZirCAD MT3 με 4 mm× 4 mm σύνδεσμο (επαναλαμβανόμενη δοκιμή).

Κατά τη σύγκριση των υλικών δύο προς δύο (εφαρμόζοντας μια διόρθωση Bonferroni για προσαρμογή για πολλαπλές δοκιμές), και οι τρεις ομάδες IPS e.max ZirCAD ήταν στατιστικά σημαντικά καλύτερες από το IPS e.max Press. Τα αποτελέσματα του μοντέλου παλινδρόμησης Weibull απεικονίζονται στην Εικ. 25.



Εικόνα 25. Αριθμός κύκλων μέχρι να εμφανιστεί αστοχία σε συνάρτηση με το φορτίο που ασκήθηκε στον προσομοιωτή μάσησης. Οι γραμμές υποδεικνύουν τον διάμεσο αριθμό κύκλων που είναι απαραίτητοι για την

παρατήρηση μιας αστοχίας χρησιμοποιώντας μοντέλο παλινδρόμησης Weibull. Δεν παρατηρήθηκε αστοχία μετά τους 2×10^6 κύκλους για τις γέφυρες που απεικονίζονται στην κορυφή του γραφήματος.²²

Για οδοντικά κεραμικά υλικά, υπάρχει πρότυπο ISO για τη δοκιμή αντοχής σε κάμψη τριών σημείων καθώς και το τεστ αντοχής σε θραύση μονής εγκοπής. Οι ελάχιστες κλινικές απαιτήσεις για γέφυρες τριών μονάδων είναι η αντοχή σε κάμψη τουλάχιστον 500 MPa (μέση τιμή) και αντοχή σε θραύση 3,5 MPa (ελάχιστη τιμή). Για γέφυρα τεσσάρων μονάδων, οι τιμές είναι 800 MPa και 3,5 MPa (μέσες τιμές) και 5 MPa m για σκληρότητα θραύσης. Αυτές οι τιμές βασίζονται στην κλινική εμπειρία με διαφορετικά οδοντιατρικά κεραμικά υλικά.²²

Εξετάζοντας την αντοχή σε κάμψη των δύο κεραμικών υλικών που ελέχθησαν στην παρούσα μελέτη, μπορεί να συναχθεί το συμπέρασμα ότι το IPS e.max ZirCAD MT μπορεί να είναι κατάλληλο ακόμη και για γέφυρα τεσσάρων μονάδων. Όταν, ωστόσο, λαμβάνεται υπόψη η αντοχή σε θραύση IPS e.max ZirCAD θα ενδείκνυται μόνο για γέφυρα τριών μονάδων. Το διπυριτικό υλικό λιθίου IPS e.max Press δεν πληροί τις απαιτήσεις για γέφυρα τριών μονάδων, ούτε όσον αφορά την αντοχή σε κάμψη ούτε ως προς την αντοχή σε θραύση.

Στην παρούσα μελέτη εφαρμόστηκε μόνο κατακόρυφη φόρτιση στο γεφύρωμα χωρίς πλευρική κίνηση της γέφυρας. Προκειμένου να αντισταθμιστεί αυτός ο περιορισμός, το επίπεδο του κατακόρυφου φορτίου αυξήθηκε για να προσομοιώσει επίπεδα τάσης παρόμοια με ένα πλευρικό φορτίο, κάτι που θα συνέβαινε στο κλινικό περιβάλλον.

Λαμβάνοντας υπόψη τις εκτιμήσεις από άλλες μελέτες κύκλοι των 2×10^6 θα αντιστοιχούσε σε σχεδόν πέντε χρόνια μάσησης in vivo. Το PMMA υλικό που χρησιμοποιήθηκε λειτούργησε ως περιορισμός όσον αφορά την κλινική κατάσταση αφού παρουσιάζει συντελεστή ελαστικότητας αρκετά χαμηλό, έχοντας μια τιμή μόνο 3,3 GPa. Από κλινικές και in vitro μελέτες, εξάγεται το συμπέρασμα ότι όσο χαμηλότερος είναι ο συντελεστής ελαστικότητας του υλικού στήριξης, τόσο μεγαλύτερη είναι η αναλογία αστοχιών στην στεφάνη.

Δευτερευόντως, δεν τοποθετήθηκε τεχνητό περιοδόντιο γύρω από τις «ρίζες» του κολοβώματος, το οποίο επιτρέπει μια συγκεκριμένη κίνηση των δοντιών στήριξης, με αποτέλεσμα την αύξηση των δυνάμεων εφελκυσμού στο ουλικό τμήμα της περιοχής του συνδετήρα.²²

Τα αποτελέσματα της παρούσας μελέτης υποδεικνύουν ότι το ημιδιαφανές υλικό ζirkονίας IPS e.max ZirCAD είναι κατάλληλο για αποκατάσταση τριών μονάδων αλλά όχι το IPS e.max Press, με την προϋπόθεση ότι το ελάχιστο μέγεθος συνδέσμου είναι 4 mm× 4 mm. Ωστόσο, η μείωση του ύψους του κατακόρυφου συνδετήρα από 4mm σε 3mm οδηγεί σε σημαντική μείωση της αντίστασης κόπωσης και επομένως δεν συνιστάται.

Βασιζόμενη σε δύο ή τρία μόνο δείγματα ανά επίπεδο φορτίου, η δυναμική φόρτωση γέφυρας τριών μονάδων για αξιολόγηση αντοχής στην κόπωση κατέδειξε στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των υλικών που δοκιμάστηκαν. Η μελέτη επιβεβαίωσε και τις τρεις υποθέσεις ότι η αντοχή στην κόπωση τριών μονάδων γεφυρών από ζirkόνιο ήταν σημαντικά υψηλότερη από εκείνη από διπυριτικό λίθιο. Συνεπώς, το ζirkόνιο είναι προτιμότερο να επιλέγεται σε σχέση με το διπυριτικό λίθιο. Επιπλέον ότι το μειωμένο μέγεθος συνδέσμου αποτελεί σημαντικό παράγοντα στην μείωση της αντοχής της κόπωσης. Τα ικανοποιητικά μεγέθη συνδέσμων είναι μεγάλης σημασίας για τη μακροζωία των αποκαταστάσεων και για αυτόν τον λόγο θα πρέπει να τηρούνται οι συστάσεις του κατασκευαστή. Και τέλος με τις προσομοιώσεις FEM δύναται να προβλεφθεί η δύναμη σε αστοχία για το υλικό ζirkονίας με διαφορετικά μεγέθη συνδετήρων.²²

Σε έρευνα που διεξήχθη, μελετητές θέλησαν να διερευνήσουν την επιβίωση σε κόπωση οπίσθιων μονολιθικών ναοκεραμικών και υαλοκεραμικών στεφανών και τους τρόπους ζημιάς που παράγονται από τη δοκιμή κόπωσης. Ένα μπλοκ σύνθετης ρητίνης για CAD/CAM (Lava Ultimate, 3M ESPE; St. Paul, MN, ΗΠΑ) σχεδιάστηκε για την κατασκευή πλήρων και μερικών στεφανών, καθώς και veneer σε μία μόνο επίσκεψη. Ως σύνθετο υλικό ρητίνης, δεν χρειάζονται περαιτέρω διαδικασίες ψησίματος και η στίλβωση πραγματοποιείται με λειαντικούς δίσκους. Μπορεί εύκολα να τροποποιηθεί χρωματικά και να επισκευαστεί απευθείας εάν χρειαστεί με σύνθετα υλικά. Το Lava Ultimate αποτελείται από περίπου 80% ναοκεραμικά υλικά πλήρωσης, συγκεκριμένα σωματίδια πυριτίου 20 nm, σωματίδια ζirkονίας 4 έως 11 nm και νανοσυμπλέγματα πυριτίου-ζirkονίου, όλα ενσωματωμένα σε μια πολυμερή μήτρα. Το γεγονός ότι είναι βιομηχανικά κατασκευασμένο και η πρόσθετη σκλήρυνση των σύνθετων υλικών το καθιστά λιγότερα πορώδες και με μειωμένο πλήθος ελαττωμάτων, το οποίο φαίνεται να έχει ως αποτέλεσμα υψηλότερη αντοχή στην κόπωση και στην κάμψη σε σύγκριση με τα άμεσα σύνθετα υλικά με συμβατικές διαδικασίες στρώσης και σκλήρυνσης. Αυτό το υλικό παρουσίασε υψηλή αντοχή στην κόπωση σε σύγκριση με το υαλοκεραμικό και προφανώς πληροί τις μηχανικές απαιτήσεις για περιοχές που φέρουν υψηλή πίεση.³⁷

Παρά τα πολλά υποσχόμενα αποτελέσματα, αναφέρθηκαν περιπτώσεις αποκόλλησης για σύνθετες στεφάνες κολλημένες σε κολοβώματα ζirkονίας. Παρόλο που οι κλινικές δοκιμές είναι ο πιο αξιόπιστος τρόπος για να αξιολογηθούν οι μηχανικές ιδιότητες των βιοϋλικών, οι οποίες θα μεταφραστούν στην πραγματικότητα σε κλινική μακροζωία, οι καλά σχεδιασμένες εργαστηριακές δοκιμές μπορούν να βοηθήσουν στην πρόβλεψη της συμπεριφοράς των οδοντικών αποκαταστάσεων, καθώς μιμούνται όσο το δυνατόν περισσότερο τις συνθήκες που συναντώνται στο στοματικό περιβάλλον.²⁷

Για την διεξαγωγή της έρευνας προετοιμάστηκε ένας αριστερός πρώτος γομφίος της κάτω γνάθου για στεφάνη πλήρους περιγράμματος. Τα εκμαγεία σαρώθηκαν σχεδιάστηκαν ψηφιακά και κόπηκαν στεφάνες από διπυριτικό λίθιο (n=13) (e.max CAD, Ivoclar Vivadent; Λιχτεντέιν, Γερμανία) και νανοκεραμικό (n=13) (Lava Ultimate Restorative, 3M ESPE; St Paul, MN, USA) με πανομοιότυπα ανατομικά περιγράμματα σε σύστημα Cerec (InLab 4.0 και MC XL, Sirona Dental Systems; Long Island City, Νέα Υόρκη, ΗΠΑ). Και οι δυο ομάδες γυαλίστηκαν στο τέλος, σύμφωνα με τις οδηγίες του κατασκευαστή και αποθηκεύτηκαν σε αποσταγμένο νερό στους 37°C για τουλάχιστον 7 ημέρες πριν από τη μηχανική δοκιμή.

Τα δείγματα υποβλήθηκαν σε δοκιμή μηχανικής κόπωσης σε θερμομηχανικό κυκλοποιητή κόπωσης, βυθισμένο σε νερό στους 37°C με κυκλικό φορτίο που κυμαίνεται από 0 έως 350 N. Η σφαιρική εσοχή κατασκευάστηκε από διπυριτικό λίθιο ακτίνας 3,18 mm. Η φόρτωση έγινε στο κέντρο της μασητικής επιφάνειας, μεταξύ των γλωσσικών και των παρειικών φυμάτων καθ' όλη τη διάρκεια της δοκιμής. Η δοκιμή πραγματοποιήθηκε σε συχνότητα 2 Hz, κατά τη διάρκεια 2 εκατομμυρίων κύκλων ή μέχρι την αποτυχία. Ο έλεγχος έγινε με στερεοσκοπικό μικροσκόπιο.³⁷

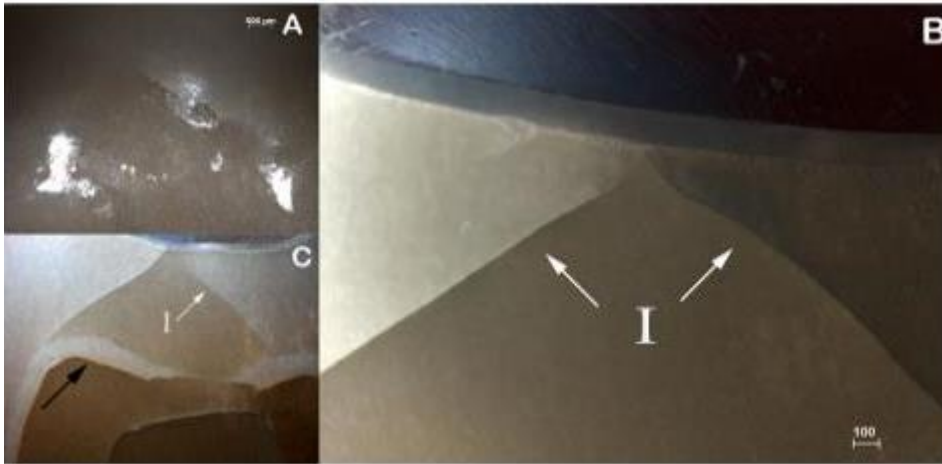
Τα δείγματα που επέζησαν από τη μηχανική δοκιμή έλαβαν ένα στρώμα προϊόντος προστασίας των ούλων στα σημεία επαφής, προκειμένου να αναγνωριστεί η περιοχή επαφής. Αργότερα, ενσωματώθηκαν σε εποξική ρητίνη, τεμαχίστηκαν με πριόνι διαμαντιού και γυαλίστηκαν με χαρτιά καρβιδίου του πυριτίου (400, 600, 1200, 2000, 2500 grit) υπό υδρόψυξη ώστε να παρατηρηθούν προσεκτικά στερεομικροσκοπικά. Οι τρόποι ζημιάς ταξινομήθηκαν σε (1) χωρίς ζημιές, (2) εξωτερικές ρωγμές κώνου, (3) εσωτερικές ρωγμές κώνου, (4) εσωτερικές ρωγμές κώνου που φτάνουν στην επιφάνεια κονίας και (5) ακτινωτές ρωγμές ανάλογα με τη θέση της ζημιάς και τη γωνία σε σχέση με την ελεύθερη επιφάνεια. Οι βαθμολογίες (0 έως 5) κατανεμήθηκαν ανάλογα με τη σοβαρότητα της υποεπιφανειακής

βλάβης. Οι αποκολλημένες στεφάνες θεωρήθηκαν αστοχίες και εξαιρέθηκαν από την ανάλυση ζημιών στο υπόγειο. Συνεκτικά και καταστροφικά κατάγματα βαθμολογήθηκαν ως αστοχίες, καθώς και ακτινωτές ρωγμές και εσωτερικές κωνικές ρωγμές που έφτασαν στην επιφάνεια κονιάς, λόγω της δυνατότητάς τους να οδηγήσουν σε ογκώδη θραύση. Τα δεδομένα επιβίωσης υποβλήθηκαν σε ακριβή δοκιμή Fisher ($\alpha=0,05$). Οι τρόποι βλάβης υποβλήθηκαν σε δοκιμή Mann-Whitney ($\alpha=0,05$) χρησιμοποιώντας το λογισμικό εφαρμογής SigmaPlot.

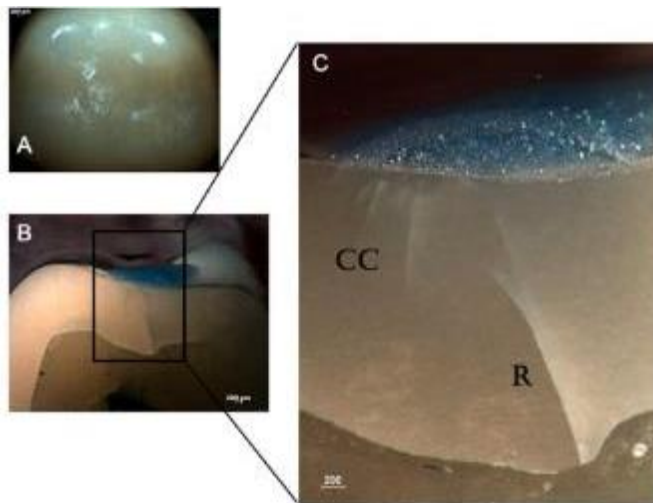
Δεν υπήρξαν αποκολλητικά, καταστροφικά ή συνεκτικά κατάγματα ούτε στους ελέγχους ούτε μετά την ολοκλήρωση του τεστ. Τα δείγματα ναοκεραμικής ρητίνης (RNC) παρουσίασαν πτυχές φθοράς μεταβλητών μεγεθών (Εικόνες 26A και B) και χωρίς ορατές ρωγμές. Οι στεφάνες από διπυριτικό λίθιο (LD) έδειξαν πτυχές φθοράς και αφαίρεση υάλωσης (Εικόνα 26C) και οι δύο στεφάνες παρουσίασαν ρωγμές στην μασητική επιφάνεια, (Εικόνα 26D). Η ανάλυση υποεπιφανειακής ζημιάς αποκάλυψε ότι οι εσωτερικές κωνικές ρωγμές ήταν ο κυρίαρχος μηχανισμός συστήματος ρωγμών για στεφάνες LD, που εμφανίστηκαν σε 9 δείγματα. Σε 5 από αυτά, η εσωτερική ρωγμή του κώνου έφτασε στην επιφάνεια κονιάς, η οποία τελικά θα οδηγήσει σε κάταγμα της στεφάνης (Εικόνα 27). Δύο στεφάνες παρουσίασαν ακτινωτές ρωγμές (Εικόνα 28).³⁷



Εικόνα 26. Μασητική όψη επιφανειακής βλάβης μετά από 2 εκατομμύρια κύκλους (0,8x). Μικρές (A) και μεγάλες (C) φθοράς στις στεφάνες RNC. Φθορές (C) και ρωγμές (D) στις στεφάνες LD μετά από 2 εκατομμύρια κύκλους.³⁷

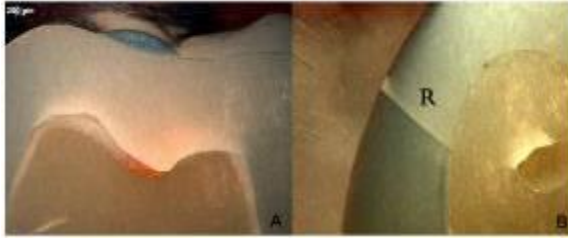


Εικόνα 27. Α) Μασητική ζημιά στη στεφάνη LD (1,25x). Β) Στην πλάγια όψη του γυαλισμένου δείγματος (4x), η ανάλυση ζημιών έδειξε εσωτερικές ρωγμές κώνου που προκαλούνται από την επαφή (I). C) Εσωτερικές ρωγμές κώνου που εκτείνονται στην επιφάνεια κονιάς (I), το μαύρο βέλος δείχνει το στρώμα ρητινώδους κονιάς (1,6x).³⁷

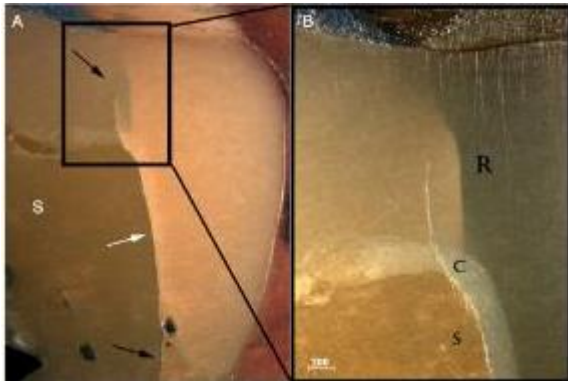


Εικόνα 28. Α) Μασητική φθορά σε στεφάνη LD (0,8x) Β) Πλευρική απεικόνιση (0,8x) C) Πλευρική απεικόνιση (2,5 x) μικρών κώνων (CC) και ακτινωτών ρωγμών (R) που προκαλούνται από κάμψη.³⁷

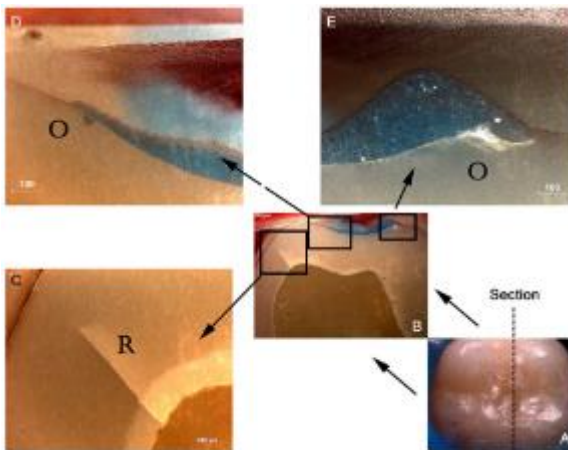
Οι στεφάνες RNC (νανοκεραμικής ρητίνης) έδειξαν διακριτούς τρόπους ζημιάς: 5 στεφάνες δεν παρουσίασαν ανιχνεύσιμη ζημιά (Εικόνα 29), ωστόσο 5 παρουσίασαν ακτινωτές ρωγμές (Εικόνα 30). Υπήρχαν εξωτερικές και εσωτερικές ρωγμές κώνου (Εικόνα 31).



Εικόνα 29. Πλάγια όψη στεφανών RNC. Στο A (0,8x), δεν εντοπίστηκε ζημιά, ωστόσο στο B (1,6x) μια ακτινωτή ρωγμή (R) εκτείνεται σε όλο το πάχος, στην παρειακή επιφάνεια.³⁷



Εικόνα 30. Α) Πλάγια όψη (1,6x) της στεφάνης RNC που δείχνει μια ακτινωτή ρωγμή που διαδόθηκε προς τα πάνω και προς τα κάτω (μαύρα βέλη) μέσω της διεπαφής (λευκό βέλος) του σύνθετου υποστρώματος (S) και της ρητινώδους κονίας. Β) 2,5x μεγέθυνση που δείχνει την ακτινωτή ρωγμή (R), την κονία (C) και το σύνθετο υπόστρωμα (S).³⁷



Εικόνα 31. Λειτουργικές βλάβης στις στεφάνες RNC. Α) μασητική όψη (0,8x) της οποίας η τομή φαίνεται στο Β. Β) Πλάγια όψη που φαίνεται σε μεγάλη μεγέθυνση. Στο C (4x) εντοπίζουμε μια ακτινωτή ρωγμή που προκαλείται από κάμψη (R) στο παρειακό φύμα. Τα D και E (4x) δείχνουν εξωτερικές ρωγμές κώνου γύρω από την περιοχή εσοχής.³⁷

Στην συγκεκριμένη μελέτη, οι στεφάνες LD και RNC (νανοκεραμικής ρητίνης) εμφάνισαν παρόμοια επιβίωση κόπωσης σε μια πρόκληση 2 εκατομμυρίων κύκλων με

σταθερό φορτίο 0-350 N στα 2 Hz. χωρίς να παρουσιάζουν αποκολλητικές, συνεκτικές ή καταστροφικές αποτυχίες. Σε μελέτη που διεξήχθη ερεύνησαν την αντίσταση κόπωσης των στεφανών LD και RNC 1,5 mm και ανέφεραν στατιστικά παρόμοια ποσοστά αστοχίας παρά την εφαρμογή διαφορετικών παραμέτρων κόπωσης.³¹ Τα αποτελέσματα της τρέχουσας μελέτης είναι σύμφωνα με την κλινική απόδοση, αποτέλεσμα μιας σταδιακής και αργής διαδικασίας κόπωσης. Το γεγονός ότι έχουν πολύ καλή κλινική και μηχανική απόδοση οι LD στεφάνες μπορεί να αποδοθεί στους διπυριτικούς κρυστάλλους λιθίου, στις συμπλεγμένες τύπου βελόνας και ανθεκτικές δομές που αντιστοιχούν στο 70% όγκο αυτού του υαλοκεραμικού. Η κρυσταλλική διάταξη και οι θλιπτικές τάσεις που δημιουργούνται γύρω από τους κρυστάλλους συμβάλλουν στο να εκτρέπονται οι ρωγμές ενώ η μείωση της υαλώδους μήτρας μειώνει την ευαισθησία της σε κόπωση. Το αποτέλεσμα είναι η υψηλότερη αντοχή σε κάμψη και ανθεκτικότητα στη θραύση μεταξύ των υαλοκεραμικών.³⁸

Η ανάλυση υποεπιφανειακής ζημιάς αποκάλυψε εξωτερικές και εσωτερικές κωνικές ρωγμές και ακτινωτές ρωγμές στις στεφάνες LD. Οι ακτινωτές ρωγμές σχετίζονται με τάσεις εφελκυσμού κάμψης. Ξεκινούν από την επιφάνεια κονιάς κάτω από την περιοχή επαφής, διαδίδονται πλάγια και προς τα πάνω και μπορεί να φτάσει στη μασητική/εξωτερική επιφάνεια. Οι εσωτερικές ρωγμές του κώνου προκαλούνται από ζημιά στην επαφή και υποβοηθούνται από την άντληση νερού. Εμφανίζονται σε υγρά περιβάλλοντα και διαδίδονται προς τα κάτω με μεγαλύτερη ταχύτητα από τις εξωτερικές ρωγμές κώνου, σε απότομη γωνία. Μπορούν να φτάσουν στα κεραμικά του πυρήνα και να οδηγήσουν σε θρυμματισμό ή αποκόλληση της κεραμικής επένδυσης.²⁵

Όσον αφορά τις στεφάνες RNC, προηγούμενες μελέτες ανέφεραν διακριτούς τρόπους αστοχίας, πιθανώς λόγω διαφορετικών σχεδίων μελέτης. Πειραματική έρευνα ανέφερε καταστροφική αστοχία στις στεφάνες RNC, πιθανώς λόγω των υψηλών φορτίων, αφού τα κατάγματα αφορούσαν και την υποκείμενη οδοντίνη.⁽³¹⁾ Μελετητές παρατήρησαν μερικές εσωτερικές ρωγμές κώνου και μικρές ακτινωτές ρωγμές μόνο σε 2 από 15 στεφάνες, μετά από μια δοκιμασία κόπωσης διαδοχικής τάσης (step-stress), με ολισθαίνουσα επαφή στο άπω γλωσσικό φύμα.³⁹

Όσον αφορά την αντοχή στην κάμψη, τα κεραμικά από διπυριτικό γυαλί λιθίου είναι ικανά να αντέχουν υψηλότερη καταπόνηση πριν από την αστοχία σε σύγκριση με τη σύνθετη ρητίνη. Ωστόσο, θα μπορούσαμε να υποθέσουμε ότι κάτω από παρόμοια φορτία σε κόπωση, άλλες ιδιότητες εξασφαλίζουν συγκρίσιμη απόδοση μεταξύ RNC και LD. Η

αντοχή σε κόπωση της ναοκεραμικής ρητίνης (Lava Ultimate) μπορεί να αποδοθεί στην υψηλή περιεκτικότητα ενισχυτικού υλικού, το χαμηλό μέτρο ελαστικότητας, την καλή αντοχή στην κάμψη και τον υψηλό συντελεστή Weibull. Η υψηλή περιεκτικότητα ενισχυτικών βελτιώνει την αντοχή στην κόπωση των σύνθετων ρητίνης, καθώς μειώνει την ποσότητα της οργανικής μήτρας και είναι πιο ευαίσθητο στην απορρόφηση νερού, την κόπωση και την υποβάθμιση της αντοχής. Επιπλέον, ο συνδυασμός χαμηλού συντελεστή ελαστικότητας και καλής αντοχής σε κάμψη (υψηλότερη από τα κεραμικά ενισχυμένα με άστρο και λευκίτη) παρέχει αυξημένη ικανότητα αντοχής στη φόρτιση υποβάλλοντας πιο ελαστική παραμόρφωση πριν από την αστοχία. Ο συνδυασμός αυτών των ιδιοτήτων μπορεί να μεταφραστεί σε μια ιδιότητα γνωστή ως συντελεστής ανθεκτικότητας. Το RNC παρουσιάζει υψηλότερο συντελεστή ελαστικότητας από τα κεραμικά υλικά και κατά συνέπεια είναι ικανό να απορροφά περισσότερη ενέργεια πριν παραμορφωθεί ή/και αστοχήσει. Επιπλέον, ο συντελεστής Weibull του Lava Ultimate είναι υψηλότερο από το e.max CAD. Αν και το LD μπορεί να αντέξει υψηλότερα φορτία, μη ομοιογενώς κατανομημένα ελαττώματα στο κεραμικό υλικό (που μπορεί να είναι μικροδομικά ή ελαττώματα επεξεργασίας) μπορεί να λειτουργήσουν ως εκκινητές ρωγμών και να συμβάλουν στη μείωση του φορτίου στην αστοχία. Επιπλέον, όταν υπάρχει ρωγμή, η τάση που απαιτείται για τη διάδοσή της είναι ισοδύναμη, καθώς τα υλικά εμφανίζουν συγκρίσιμη αντοχή στη θραύση σύμφωνα με τους κατασκευαστές. Όλοι αυτοί οι παράγοντες μπορεί να αντισταθίσουν συγκρίσιμες επιδόσεις κόπωσης και τρόπους αστοχίας που, αν και διαφορετικοί ως προς την προέλευση και τους μηχανισμούς, φαίνεται να συμβάλλουν εξίσου στην καταστροφική αστοχία μονολιθικών μονών στεφανών.^{6·7}

Σε πειραματική μελέτη εξετάστηκαν ανατομικά δείγματα σε νερό στους 37°C κάτω από 0-350 N στα 2 Hz προκειμένου να προσομοιώσει ένα στοματικό περιβάλλον. Τέτοιο φορτίο και συχνότητα δημιουργήθηκαν για να προσομοιάζουν καλύτερα τη μασητική λειτουργία. Όπως σε οποιαδήποτε in vitro πείραμα, η μελέτη εμφανίζει περιορισμούς. Αρχικά δεν υπάρχει καμία επιστημονική απόδειξη συσχέτισης μεταξύ του αριθμού των κύκλων στα in vitro τεστ κόπωσης και κλινικής απόδοσης. Επομένως δεν είναι δυνατό να συσχετιστούν τα ποσοστά επιβίωσης που βρέθηκαν σε αυτό το τεστ με τα ποσοστά κλινικής επιβίωσης μετά από ένα ορισμένο χρονικό διάστημα. Η χρήση εσοχών με υλικό ανθρώπινης αδαμαντίνης θα ήταν πιο αντιπροσωπευτικό όμως η απόκτηση αυτών των εσοχών περιλαμβάνει μια σειρά τεχνικών και ηθικών θεμάτων. Ως εναλλακτική λύση

χρησιμοποιήθηκαν εσοχές διπυριτικού λιθίου, καθώς παρουσιάζουν μέτρο και αντοχή στη φθορά κοντά στην αδαμαντίνη.³⁷

Οι μονολιθικές στεφάνες ναοκεραμικής ρητίνης και διπυριτικού λιθίου παρουσίασαν συγκρίσιμη αντοχή στην κόπωση, γεγονός που υποδηλώνει ότι οι στεφάνες RNC μπορούν να είναι μια εναλλακτική θεραπεία για οπίσθιες περιοχές. Τα υλικά που δοκιμάστηκαν παρουσίασαν διαφορετικούς τρόπους βλάβης: η ναοκεραμική ρητίνη φαίνεται να είναι πιο ευαίσθητη σε ακτινωτές ρωγμές που προκαλούνται από κάμψη, ενώ οι στεφάνες από διπυριτικό λίθιο παρουσίαζαν ακτινωτές και εσωτερικές κωνικές ρωγμές. Αν και ευδιάκριτοι, και οι δύο τρόποι ζημιάς έδειξαν ότι μπορεί να προκαλέσουν αστοχία λόγω ογκώδους θραύσης σε μονολιθικές στεφάνες LD και RNC.³⁷

Για τον υπολογισμό της διάρκειας κόπωσης των αποκαταστάσεων 3 μονάδων διενεργήθηκε έρευνα όπου συγκεκριμένα κατασκευάστηκε ένα εργαστηριακό μοντέλο από πραγματικά αποτυπώματα για μια εργασία αντικατάστασης ενός δεύτερου προγομφίου. Το μοντέλο σαρώθηκε και σχηματίστηκε ένα τρισδιάστατο μοντέλο 3 μονάδων χρησιμοποιώντας ένα σύστημα CAD-CAM. Η διαμόρφωση της εργασίας έγινε με βάση τη γεωμετρία των φυσικών δοντιών. Τα ψηφιακά αρχεία του μοντέλου εισήχθησαν σε λογισμικό εμπορικής μοντελοποίησης στερεών (SolidWorks 2018, DS Solidworks Corp.: Dassault Systèmes SolidWorks Corporation 175 Wyman Street Waltham, MA 02451 Λογισμικό ANSYS: ANSYS INC., Canonsylburgia,). Το μοντέλο εν συνεχεία μεταφέρθηκε σε ένα πακέτο λογισμικού πεπερασμένων στοιχείων ANSYS 18. 1 (ANSYS, Inc.). Κατασκευάστηκε ένα τρισδιάστατο μοντέλο για μεταλλοκεραμική εργασία όπου λειτούργησε και σαν έλεγχος. Κατασκευάστηκαν έξι μοντέλα με διαφορετικά μεγέθη συνδέσμων, δηλαδή 4mm×3mm (τυπικό) και 3,75 mm×2,75 mm και 3,5×2,5 mm (μειωμένο) προκειμένου να προβλεφθεί η δύναμη για τη θραύση. Η γεωμετρία του συνδετήρα από μεριά του γομφίου διατηρήθηκε αμετάβλητη (4.1×4,6 mm) καθώς εκεί παρουσιάζονται τα υψηλότερα φορτία.⁴⁰

Προκειμένου να προβλεφθεί με ακρίβεια η αστοχία των ολοκεραμικών υλικών, η εργαστηριακή δοκιμή θα πρέπει να προκαλέσει αστοχίες παρόμοιες με αυτές που διαπιστώνονται σε κλινικές καταστάσεις. Η ελάχιστη απαίτηση για ουσιαστικές εργαστηριακές δοκιμές είναι: κυκλική φόρτιση σε χαμηλή συχνότητα, επαφή μεταξύ της εσοχής και του δείγματος, πραγματικές στεφάνες κολλημένες σε μια καθορισμένη μήτρα και υγρές συνθήκες. Βέβαια κάτι τέτοιο θα ήταν εξαιρετικά ακριβό, και θα απαιτούνταν

μεγάλο χρονικό διάστημα για να ολοκληρωθεί. Για να αποφευχθεί λοιπόν ο μεγάλος χρόνος αναμονής που σχετίζεται με χαμηλή συχνότητα, οι εργαστηριακές εξετάσεις διεξάγονται σε υψηλή συχνότητα, η οποία δεν προσομοιώνει απαραίτητα πραγματικές κλινικές καταστάσεις.^{9, 19}

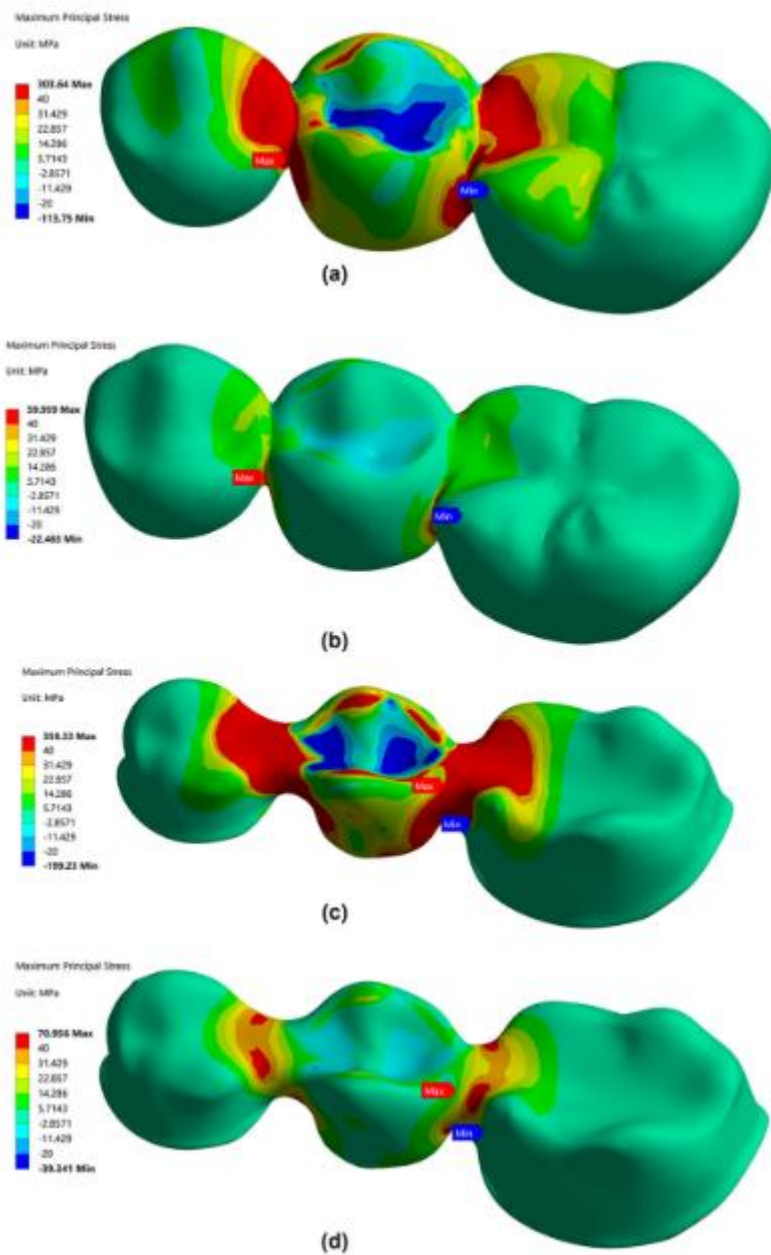
Η ροπή κάμψης που ασκείται σε όλο το μήκος της γέφυρας δημιουργείται λόγω της μασητικής φόρτισης δημιουργώντας κανονικές τάσεις οι οποίες είναι συμπιεστικές στην επάνω επιφάνεια και εφελκυστικές στις κάτω επιφάνειες της αποκατάστασης. Λόγω της απότομης μείωσης της περιοχής διατομής στους συνδετήρες, δημιουργείται η συγκέντρωση υψηλής τάσης στη ρίζα του συνδέσμου.

Μια αποτυχία κόπωσης έχει τρία στάδια ανάπτυξης. Το στάδιο I είναι η έναρξη μιας ή περισσότερων μικρορωγμών λόγω κυκλικής πλαστικής παραμόρφωσης. Το στάδιο II εξελίσσεται από μικρορωγμές σε μακρορωγμές σχηματίζοντας παράλληλες επιφάνειες θραύσης που μοιάζουν με οροπέδιο που χωρίζονται από διαμήκεις ραβδώσεις. Τα οροπέδια είναι γενικά λεία και κάθετα προς την κατεύθυνση της μέγιστης εφελκυστικής τάσης. Κατά τη διάρκεια της κυκλικής φόρτωσης, αυτές οι ραγισμένες επιφάνειες ανοίγουν και κλείνουν, τρίβονται μεταξύ τους και η εμφάνιση σημαδιών παραλίας εξαρτώνται από τις αλλαγές στο επίπεδο ή τη συχνότητα φόρτωσης και τη διαβρωτική φύση του περιβάλλοντος. Το στάδιο III εμφανίζεται κατά τη διάρκεια του τελικού κύκλου καταπόνησης όταν το υπόλοιπο υλικό δεν μπορεί να υποστηρίξει τα φορτία, με αποτέλεσμα μια ξαφνική, γρήγορη θραύση. Διάφορες συνθήκες που συναντώνται σε στοματικά περιβάλλοντα, όπως οι υψηλές θερμοκρασίες και ο κύκλος της θερμοκρασίας μπορούν να επιταχύνουν την έναρξη της ρωγμής.²⁰

Πιστεύεται ότι τα εύθραυστα υλικά όπως τα κεραμικά δεν υποφέρουν από θραύση λόγω κόπωσης σε θερμοκρασία περιβάλλοντος. Αυτή η πεποίθηση οφειλόταν στο γεγονός ότι η πλαστική παραμόρφωση προκαλεί κόπωση και καθώς η πλαστική παραμόρφωση στα εύθραυστα υλικά δεν είναι εμφανής, δεν μπορούν να υποστούν κόπωση. Ωστόσο, η αποτυχία στην κόπωση έχει πλέον βρεθεί στα κεραμικά λόγω της υποβάθμισης της σκλήρυνσης και όχι της πλαστικής παραμόρφωσης. Ωστόσο, σε πρόσφατα αναπτυγμένα οδοντικά υλικά, στα οποία έχουν προστεθεί στοιχεία ολκιμότητας στη μικροδομή, έχει βρεθεί ένας ορισμένος βαθμός πλαστικής ιδιότητας.^{21, 23}

Η διάρκεια ζωής κόπωσης για γέφυρα 3 μονάδων για τα τρία μεγέθη συνδετήρων που μελετήθηκαν αξιολογείται συγκρίνοντας τις τάσεις με τη διάρκεια ζωής τους. Οι

κατανομές τάσεων στην αποκατάσταση από ZC (zirconia cercon) απεικονίζονται στην Εικόνα 32Α και Β.



Εικόνα 32. Μέγιστη κατανομή κύριας τάσης για την αποκατάσταση ZC a) υπό φόρτιση 200N και ολίσθηση 0,7 mm b) υπό φόρτιση 780N και ολίσθηση 1,2 mm c) μεταλλοκεραμική υπό φόρτιση 200N και ολίσθηση 0,7 mm d) μεταλλοκεραμική υπό φόρτιση 780N και ολίσθηση 1,2 mm.⁴⁰

Η μέγιστη τιμή των κανονικών τάσεων βρίσκεται πάντα στον απομακρυσμένο σύνδεσμο. Επιπλέον, η κατανομή των τάσεων κατανέμεται ομοιόμορφα σε ολόκληρη τη γέφυρα. Οι μέγιστες θλιπτικές τάσεις εμφανίζονται πάντα στην μασητική επιφάνεια του γεφυρώματος. Η κατανομή τάσεων για τις μεταλλοπορσελάνες φαίνεται στην Εικόνα 32C

και 32D. Για πολλαπλές μονάδες μονολιθικών αποκαταστάσεων, η μηχανική συμπεριφορά και η σταθερότητα θεωρούνται κρίσιμες προϋποθέσεις για την επιτυχία της αποκατάστασης. Υπάρχουν συγκεκριμένα πρότυπα τα οποία επειδή βασίζονται σε δοκιμές που διαφέρουν από τις κλινικές συνθήκες, δεν παρέχουν απαραίτητα ουσιαστικά αποτελέσματα για μονολιθικές αποκαταστάσεις υπό κλινικές συνθήκες. Οι αποκλίσεις οφείλονται στο ότι α) οι δοκιμές είναι διαξονικές καταπονήσεις ενώ οι πραγματικές τάσεις είναι πολυαξονικές, β) η διαφορετική ποιότητα επιφάνειας και γ) οι δοκιμές διεξάγονται σε δείγματα μικρότερου μεγέθους σε σύγκριση με τις πραγματικές αποκαταστάσεις. Η σύγκριση των τιμών αντοχής σε θραύση με τη μονοτονική αντοχή σε κάμψη των υλικών δεν παρέχει απαραίτητα χρήσιμα αποτελέσματα. Έτσι, θα πρέπει να πραγματοποιηθούν προσομοιώσεις FEM για την πρόβλεψη της μέγιστης κυκλικής δύναμης που μπορεί να αντέξει η γέφυρα χωρίς κάταγμα. Η FEA(Finite Element Analysis) μπορεί να ξεπεράσει τις τεχνικές δυσκολίες που σχετίζονται με τις in vitro και in vivo έρευνες.⁴⁰

Οι τιμές των τάσεων εξαρτώνται από την κατεύθυνση των λοξών φορτίων και τη δεύτερη ροπή εμβადού της γέφυρας. Τα αποτελέσματα δείχνουν ότι η τάση αυξάνεται με την αύξηση της λοξής γωνίας του φορτίου (ποσότητα σχετικής ολίσθησης). Η αντίσταση κόπωσης του συνδετήρα εξαρτάται από το μήκος, το πλάτος, το ύψος του συνδετήρα και εάν υπάρχει επένδυση. Επομένως ο προσεκτικός σχεδιασμός του συνδετήρα θα ενισχύσει τη μακροπρόθεσμη επιβίωση της πρόσθεσης. Το μεγαλύτερο μέγεθος σύνδεσης θα πρέπει πάντα να σχεδιάζεται για αποκατάσταση κατασκευασμένη από διπυριτικό λίθιο για να έχει μακροπρόθεσμη επιβίωση, αλλά αυτό περιορίζεται από την ανατομία της πρόσθεσης και κυρίως στην ουλική περιοχή. Επιπλέον, ο υψηλός συντελεστής ελαστικότητας του ζirkονίου που χρησιμοποιείται στην παρούσα μελέτη, εξασφαλίζει ομοιόμορφη κατανομή της εμβιομηχανικής καταπόνησης, παρέχοντας πιο αποτελεσματική μεταφορά φορτίου και μακροπρόθεσμη προβλεψιμότητα της αποκατάστασης. Οι υψηλότερες μέγιστες κύριες τάσεις βρίσκονταν πάντα στον απομακρυσμένο σύνδεσμο της μονολιθικής αποκατάστασης. Οι μονολιθικές γέφυρες 3 μονάδων από ZC έχουν ανώτερη απόδοση κόπωσης σε σύγκριση με αυτά που κατασκευάζονται από LD. Τα ποσοστά επιβίωσης των μονολιθικών από ZC είναι συγκρίσιμα με τις μεταλλοπορσελάνες όταν το μέγεθος του συνδετήρα έχει σχεδιαστεί προσεκτικά. Προβλέπεται σημαντική μείωση της αντοχής σε κόπωση για μειωμένο μέγεθος συνδετήρα. Η διάρκεια κόπωσης της γέφυρας ζirkονίας ήταν περίπου τρεις φορές μεγαλύτερη από αυτά που κατασκευάζονταν από LD.⁴⁰

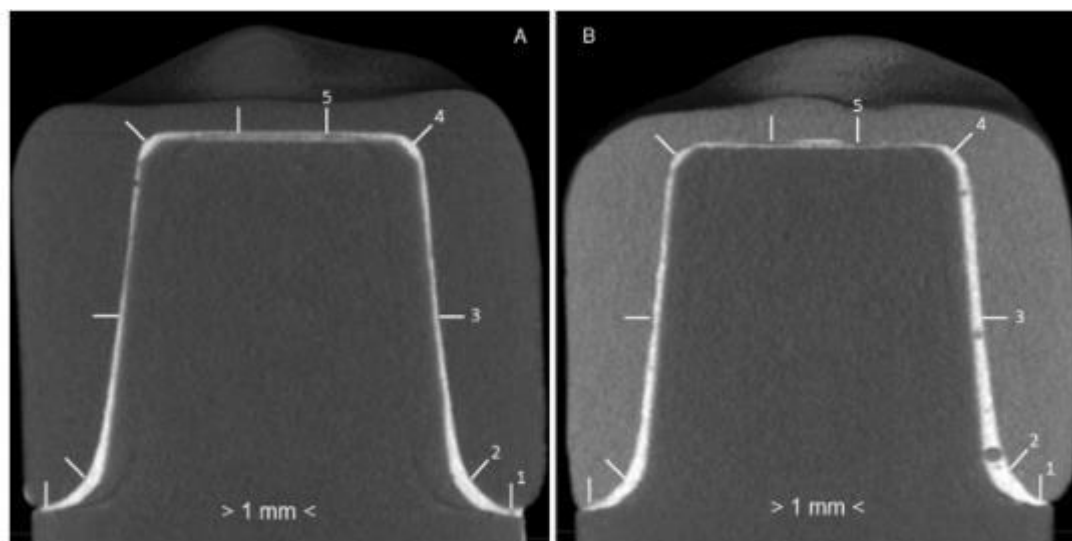
Με πρόσφατη έρευνα για την συμπεριφορά κόπωσης ανάμεσα σε πρεσσαριστά μονολιθικά και κατασκευασμένα με CAD/ CAM, έχειδειχθεί ότι παράμετροι που συμβάλλουν στο σύστημα CAM/CAM, όπως περιορισμοί στη λήψη ακριβών εικόνων προετοιμασίας, διαφορετικών μεγεθών εργαλεία κοπής και γεωμετρία προετοιμασίας των δοντιών μπορεί να έχουν ως αποτέλεσμα κακή εφαρμογή και να συντελέσουν σε μεγαλύτερο πάχος διακένου για κεραμικές στεφάνες.⁵

Αντιθέτως, ο συνδυασμός τρισδιάστατης εκτύπωσης και πρεσαρίσματος συνεπάγεται στεφάνες μικρότερου διάκενου και πιο ομοιόμορφο χώρο κονιάς. Ενώ η κακή εσωτερική εφαρμογή μπορεί να επιδράσει σε κακή μηχανική συμπεριφορά των προσθετικών αποκαταστάσεων, τα μεγάλα αυχενικά κενά έχουν άμεση συνάρτηση με την υποβάθμιση της κονιάς και τα βιολογικά προβλήματα. Ωστόσο, λίγες μελέτες διερεύνησαν αυτήν την τεχνική επεξεργασίας και διατίθεται διαφορετικός εξοπλισμός και υλικά για τρισδιάστατη εκτύπωση, κάτι που μπορεί να επηρεάσει την ποιότητα της τελικής αποκατάστασης. Ως εκ τούτου, το επίκεντρο της μελέτης είναι η επαλήθευση του βέλτιστου σχεδιασμού μονολιθικών στεφανών διπυριτικού λιθίου (LD) χρησιμοποιώντας μια δοκιμή κόπωσης, η οποία είναι μια πιο σχετική κλινικά εργαστηριακή μεθοδολογία. Ως έλεγχος χρησιμοποιήθηκαν μονολιθικές στεφάνες LD που παράγονται με κοπή CAD/CAM. Η υπόθεση της μελέτης είναι ότι ο τύπος της μεθόδου επεξεργασίας που χρησιμοποιείται για την κατασκευή των στεφανών δεν έχει καμία επίδραση στη συμπεριφορά και την προσαρμογή τους στην κόπωση.³⁷

Σε πειραματική έρευνα χρησιμοποιήθηκε ένα ψηφιακό μοντέλο οδοντιατρικού στηρίγματος με γραμμή φινιρίσματος λοξοτομής ύψους 6 mm, διαμέτρου 8 mm και 12° ολικής μασητικής κλίσης. Επιπλέον, είχε ακτίνα 1,2 mm μεταξύ αυχενικής περιοχής και αξονικού τοιχώματος και όλες οι μεταβάσεις ήταν ομαλές, στρογγυλεμένες και ομοιογενείς. Ένα αναλογικό υλικό οδοντίνης κόπηκε με τη χρήση μηχανικού τόννου για να παραχθούν τριάντα κολοβώματα και τριάντα έμβολα για την φόρτιση κόπωσης. Για το έμβολο χρησιμοποιήθηκε ένα αρνητικό αντίγραφο της μασητικής επιφάνειας ενός προγομφίου έτσι ώστε να υπάρχουν ταυτόχρονες μασητικές επαφές σε τρία σημεία (τριποδισμός). Τα στηρίγματα και τα έμβολα αποθηκεύτηκαν στους 37°C σε αποσταγμένο νερό για 15 ημέρες για να επιτραπεί η υγροσκοπική διαστολή του υλικού και να απελευθερωθούν οι υπολειπόμενες τάσεις.⁴¹

Για την ψηφιοποίηση του μοντέλου και τον σχεδιασμό της στεφάνης διπυριτικού λιθίου χρησιμοποιήθηκε το λογισμικό CEREC Connect v4.3 (Dentsply Sirona Deutschland GmbH, Γερμανία). Όλες οι στεφάνες ακολούθησαν το ίδιο μοντέλο σχεδιασμού CAD ενός άνω δεύτερου προγομφίου με ψηφιακά ρυθμισμένο χώρο κονιάς 90 μm, κόπηκαν από προκρυσταλλωμένα μπλοκ LD και στη συνέχεια κρυσταλλώθηκαν σε κεραμικό κλίβανο. Για την ομάδα των πρεσαριστών (n=15), οι στεφάνες εκτυπώθηκαν τρισδιάστατα χρησιμοποιώντας πολυμερές υλικό, προσαρτήθηκαν σε έναν δακτύλιο σιλικόνης, καλύφθηκαν πλήρως με πυρόχωμα. Στη συνέχεια, τα πλινθώματα LD συμπιέστηκαν σε ειδικό κλίβανο, αφαιρέθηκαν από το πυρόχωμα και καθαρίστηκαν. Εν συνεχεία κολλήθηκαν με όλες τις απαραίτητες διεργασίες.

Κάθε στεφάνη σαρώθηκε από το σύστημα micro-CT SkyScan 1172. Οι εικόνες αποθηκεύτηκαν σε μορφή αρχείου BMP και αξιολογήθηκαν χρησιμοποιώντας λογισμικό επεξεργασίας εικόνας ελεύθερου και ανοιχτού κώδικα και το πάχος του κενού της κονιάς μετρήθηκε σε πέντε περιοχές (Εικ.33). Έγιναν δύο μετρήσεις (εγγύς και άπω επιφάνεια της στεφάνης) για κάθε περιοχή ανά στεφάνη.⁴¹



Εικόνα 33. Εικόνες σάρωσης μικρο-CT που χρησιμοποιούνται για τη μέτρηση του πάχους του διακένου σε πέντε διαφορετικές περιοχές: (1) αυχενική (2) αξονική γωνία. (3) αξονική (4) μασητική γωνία. (5) μασητική. Ομάδες κοπής CAD/CAM (A) και πρεσαριστό(B).⁴¹

Χρησιμοποιήθηκαν δύο μηχανές για την εκτέλεση των δοκιμών κυκλικής κόπωσης με συχνότητα 2 Hz. Οι στεφάνες και από τις δύο ομάδες κατανεμήθηκαν σε τέσσερα διαφορετικά προφίλ φόρτωσης, ακολουθώντας την τεχνική step-stress. Χρησιμοποιήθηκαν ήπια, μεσαία, επιθετικά και πολύ επιθετικά προφίλ:

- Ήπια (n=5) = Σταθερό φορτίο (200 N ανά 500.000 κύκλους) + step–stress (step 13 N κάθε 20.000 κύκλους). -

Μεσαίο (n=4) = Σταθερό φορτίο (250 N ανά 500.000 κύκλους) step–stress (step 13 N κάθε 5.000 κύκλους). -

Επιθετικό (n=2) = Step-Stress (100 N αρχικό φορτίο, step 13 N κάθε 5.000 κύκλοι)

- Πολύ επιθετικό (n=4) = Step-Stress (100 N αρχικό φορτίο, step 13 N κάθε 1.000 κύκλους).

Για να ανιχνευθεί η αρχική ρωγή χρησιμοποιήθηκε ένα ακουστικό σύστημα. Ο ίδιος χειριστής έλεγχε τους ήχους δύο φορές την ημέρα. Όταν εντοπίστηκε μια απότομη κορυφή, η δοκιμή διακόπηκε και οι στεφάνες αναλύθηκαν με διαφωτισμό για να επαληθευτεί η παρουσία ρωγμών. Ο αριθμός των κύκλων μέχρι την αστοχία καταγράφηκε όταν εντοπίστηκαν ρωγμές ή κατάγματα στις στεφάνες LD.

Η ανάλυση εντός των ομάδων καταδεικνύει ότι η ομάδα κοπής CAD/CAM είχε το πιο μικρό πάχος διακένου στην αξονική περιοχή, ακολουθούμενη από την αυχενική, τη μασητική γωνία και τις μασητικές περιοχές και είχε ως αποτέλεσμα το μεγαλύτερο πάχος διακένου στην αξονική γωνία ($p < 0,05$). Η ομάδα των πρεσαριστών είχε το μικρότερο πάχος διακένου στις αυχενικές και μασητικές περιοχές, ακολουθούμενη από την αξονική περιοχή και τη μασητική γωνία και είχε ως αποτέλεσμα το μεγαλύτερο πάχος διακένου στην αξονική γωνία ($\sigma < 0,05$). Η ακτινωτή ρωγή ήταν ο πιο συχνός τρόπος αποτυχίας και για τις δύο ομάδες. Μόνο 2 δείγματα από την ομάδα κοπής CAD/CAM παρουσίασαν ρωγμές κώνου και μόνο ένα δείγμα από τα πρεσαριστά είχε καταστροφική αποτυχία.

Οι κατασκευασμένες στεφάνες διπυριτικού λιθίου που παρήχθησαν με τη χρήση του συνδυασμού τρισδιάστατης εκτύπωσης και της τεχνικής της πρέσας είχαν ως αποτέλεσμα παρόμοια συμπεριφορά κόπωσης με την ομάδα ελέγχου CAD/CAM. Ωστόσο, το πάχος του διακένου των στεφανών τρισδιάστατης εκτύπωσης/πρεσαρίσματος ήταν μεγαλύτερο στην αξονική γωνία και το αξονικό τοίχωμα και μικρότερο στην μασητική περιοχή, σε σύγκριση με τις στεφάνες CAD/CAM.⁴¹

4.2.Μελέτες κόπωσης με μη ανατομικά δοκίμια – καλύπτρες

Είναι απαραίτητο οι εκάστοτε δοκιμές να σχεδιάζονται για την προσομοίωση των διαφόρων πτυχών στις οποίες υποβάλλονται τα υλικά αποκατάστασης προκειμένου να προβλεφθεί με ακρίβεια η κλινική συμπεριφορά και οι τρόποι αποτυχίας που εμφανίζονται κλινικά. Είναι επίσης απαραίτητο να καθοριστεί η γεωμετρία των δοκιμίων, η μέθοδος κόπωσης και ορισμένες παράμετροι δοκιμής όπως συχνότητα φόρτωσης, τύπος εφαρμογής

φορτίου (σχήμα και διάσταση) καθώς και οι συνθήκες περιβάλλοντος δοκιμής. Έτσι υπάρχουν πρωτόκολλα μελέτης βασισμένα σε δοκίμια μη ανατομικά.^{42,43}

Ένας τρόπος να βελτιωθεί η μηχανική απόδοση μιας κεραμικής αποκατάστασης είναι ο άρτιος τρόπος συγκόλλησης με πλήρως επικαλυμμένη κάθε τυχόν ανωμαλία της επιφάνειας. Ο τρόπος της επιφανειακής επεξεργασίας θα πρέπει να επιλέγεται ειδικά για κάθε κεραμικό υλικό λαμβάνοντας υπόψη τη μικροδομή του.²⁶

Για το λόγο αυτό διεξήχθη έρευνα ώστε να αξιολογήσει και να συγκρίνει την απόδοση σε κόπωση τριών διαφορετικών μονολιθικών στεφανών κατασκευασμένες από ενισχυμένο γυαλί με διπυριτικό λίθιο (LD) ή ζirkονία ενισχυμένη με πυριτικό λίθιο (ZLS) ή πολυκρυσταλλικά (Trans YZ) συστήματα CAD-CAM προσαρμοσμένα με κονία σε ένα αναλογικό υπόστρωμα οδοντίνης. Επιπλέον, τα εσωτερικά χαρακτηριστικά της επιφάνειας (τραχύτητα, φράκταλ διάσταση) των στεφανών μελετήθηκαν και μετρήθηκε το πάχος της μασητικής κονίας που λήφθηκε σε κάθε σύστημα. Τα υλικά αλλά και ο σχεδιασμός της έρευνας περιγράφονται συνοπτικά στους πίνακες που ακολουθούν (Πίνακας 2)

| Material | Commercial Name/ Manufacturer | Composition | Batch Number |
|---|--|---|--------------|
| Dentin analog | NEMA Grade G10; Accurate Plastics Inc | Continuous filament woven fiberglass bonded with epoxy resin | - |
| Lithium disilicate | IPS e.max CAD; Ivoclar Vivadent AG | SiO ₂ , Li ₂ O, K ₂ O, P ₂ O ₅ , ZnO ₂ , ZnO, and other coloring oxides | W12668 |
| Lithium silicate-reinforced zirconia | VITA Suprinity; Vita Zahnfabrik | SiO ₂ , Li ₂ O, K ₂ O, P ₂ O ₅ , ZrO ₂ , Al ₂ O ₃ , CeO ₂ ; pigments | 48942 |
| Translucent yttrium fully stabilized polycrystalline zirconia | Prettau Anterior; Zirkonzahn SRI | ZrO ₂ , Y ₂ O ₃ , Al ₂ O ₃ , SiO ₂ , Fe ₂ O ₃ , Na ₂ O, H ₂ O | ZB5261A |
| Hydrofluoric acid | IPS Ceramic Etching Gel; Ivoclar Vivadent AG | 5% concentration hydrofluoric acid (main component) | W14921 |
| Aluminum oxide | Polidental Indústria e Comércio | 45-µm Al ₂ O ₃ particles | 44493 |
| Primers | Multilink Primer A; Ivoclar Vivadent AG | Aqueous solution of initiators | W89775 |
| | Multilink Primer B; Ivoclar Vivadent AG | HEMA, phosphate acidic monomers, polyacrylic acid, stabilizers. | W16102 |
| Silane | Monobond Plus; Ivoclar Vivadent AG | 4% adhesive monomers, 96% ethanol | W10892 |
| Resin-based luting agent | Multilink Automix Ivoclar Vivadent AG | Bis-EMA ethoxylate, UDMA, Bis-GMA, HEMA, barium-glass, ytterbium trifluoride, mixed spheroidal oxides, stabilizer, catalyst and pigments. | W30149 |

| Groups | Ceramic Material | Surface Conditioning | Luting Agent | Analysis Performed (Sample Size) |
|----------|--|---|--------------------------------|---|
| LD | Lithium disilicate glass-ceramic (IPS e.max CAD) | 5% Hydrofluoric acid applied for 20s, followed by silane | Dual polymerizing resin cement | Fatigue (n=15) Topography (n=3) Roughness (n=3) Fractography (n=3) |
| ZLS | Zirconia reinforced-lithium silicate glass-ceramic (VITA Suprinity) | | | |
| Trans YZ | Translucent yttrium fully stabilized polycrystalline zirconia (Prettau Anterior) | Airborne-particle abrasion with aluminum oxide particles (45 µm) for 15 s, followed by silane | | |

Πίνακας 2. Περιγραφή των υλικών που χρησιμοποιήθηκαν - Μελέτη σχεδίου έρευνας.⁴²

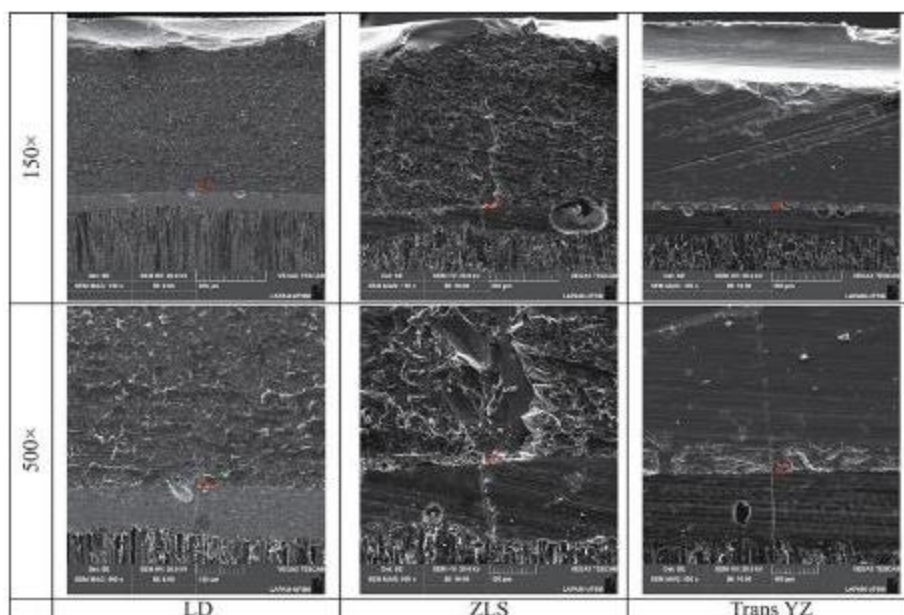
Πενήντα τέσσερα τυποποιημένα κολοβώματα για τα οποία χρησιμοποιήθηκε απλοποιημένη γεωμετρία στεφάνης με επίπεδη μασητική επιφάνεια. Ένα από αυτά σαρώθηκε και κόπηκαν απλοποιημένες αποκαταστάσεις. Για την κοπή τους χρησιμοποιήθηκε ένα μόνο ζεύγος κυλινδρικών και κωνικών φρεζών. Το τεστ κόπωσης

εκτελέστηκε με μεθοδολογία step- stress χρησιμοποιώντας μια ηλεκτρική μηχανή δοκιμής και μια ατσάλινη σφαίρα 40 mm διαμέτρου εφάρμοσε το φορτίο στο κέντρο των στεφανών. Αυτοκόλλητη ταινία (110μm) τοποθετήθηκε μεταξύ της διάταξης εφαρμογής φορτίου και της στεφάνης για να ενισχύσει την επαφή μεταξύ τους και να αποφύγει τη ζημιά στην επαφή. Έπειτα, εφαρμόστηκαν κυκλικά φορτία στα 20 Hz ξεκινώντας από 200 N για 5000 κύκλους ακολουθούμενες από διαδοχικές αυξήσεις με 100 N σε κάθε 10 000 κύκλους μέχρι την αστοχία. Τα δείγματα απομακρύνθηκαν από τη βάση και υποβλήθηκαν σε τεχνική φωτισμού για αναζήτηση ρωγμών μετά από κάθε βήμα δοκιμής. Εάν ανιχνεύονταν ρωγμές, τα δείγματα θεωρούνταν αποτυχημένα και καταγράφηκαν δεδομένα σχετικά με το φορτίο αστοχίας κόπωσης και τον αριθμό των κύκλων αστοχίας. Ωστόσο, εάν δεν ανιχνεύονταν ρωγμές, τα δείγματα επανατοποθετούνταν και η δοκιμή συνεχιζόταν. Μετά την αποτυχία, κάθε στεφάνη υποβλήθηκε σε φρακτογραφική ανάλυση. Αρχικά, ένα οπτικό στερεομικροσκόπιο (Discovery V20, Carl Zeiss AG) χρησιμοποιήθηκε για να επιθεωρήσει την περιοχή αστοχίας και την κατεύθυνση διάδοσης της ρωγμής. Στη συνέχεια, επιλέχθηκαν αντιπροσωπευτικά δείγματα (n=3) και κόπηκαν κάθετα στη ρωγμή χρησιμοποιώντας μια λεπίδα διαμαντιού σε μηχανή κοπής ακριβείας υπό συνεχή ψύξη με νερό (Isomet 1000; Buehler) και υποβλήθηκαν σε ανάλυση με ηλεκτρονικό μικροσκόπιο σάρωσης (SEM) (Vega3; Tescan) σε μεγέθυνση $\times 150$ και $\times 500$. Επιπρόσθετα, το πάχος της κονίας στην επιφάνεια της μασητικής επιφάνειας μετρήθηκε σε 3 διαφορετικές περιοχές σε 5 πρόσθετες στεφάνες. Μια συμπληρωματική ανάλυση πραγματοποιήθηκε σε μικροσκόπιο ατομικής δύναμης (Atomic Force Microscope -AFM) για τρία επιπλέον δείγματα από κάθε ομάδα που δεν προστέθηκαν στο ανάλογο οδοντίνης για να αξιολογηθούν τα τοπογραφικά χαρακτηριστικά που σχετίζονται με τη μικροδομή και την επεξεργασία κάθε κεραμικού υλικού.

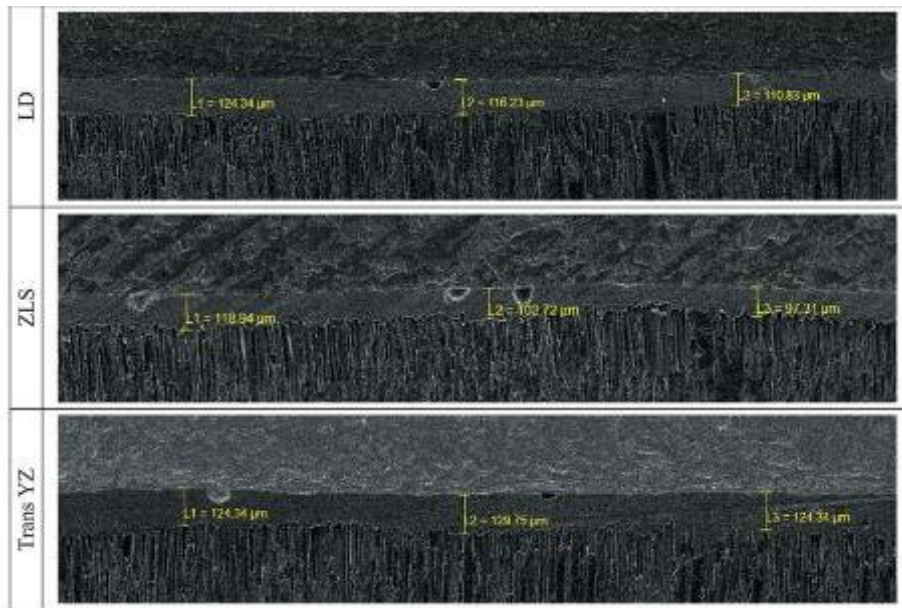
Η ανάλυση δεδομένων πραγματοποιήθηκε χρησιμοποιώντας ένα πρόγραμμα λογισμικού (Park XEI v4.3.4Build22.RTM1; Park Systems) λαμβάνοντας υπόψη 2 αποτελέσματα: την τραχύτητα (παράμετρος Ra) και τη διάσταση φράκταλ, που ελήφθησαν. Για την εκτίμηση των διαστάσεων φράκταλ χρησιμοποιήθηκε η μέθοδος μέτρησης κουτιών. Όσον αφορά την ανάλυση δεδομένων, το φορτίο αστοχίας κόπωσης και οι κύκλοι για αστοχία υποβλήθηκαν σε ανάλυση επιβίωσης μέσω των δοκιμών Kaplan-Meier και Mantel-Cox post hoc με ένα πρόγραμμα στατιστικού λογισμικού (IBM SPSS Statistics, v21; IBM Corp $\alpha=0.05$). Τα ποσοστά επιβίωσης υπολογίστηκαν και για τις δύο παραμέτρους στα διαφορετικά στάδια δοκιμής. Διεξήχθη μια ανάλυση Weibull τέτοιων δεδομένων (Super-

SMITH, Fulton Findings) για να αξιολογηθεί η δομική αξιοπιστία κάθε αξιολογούμενου κεραμικού με τη λήψη του συντελεστή Weibull και της αντίστοιχης εμπιστοσύνης διαστήματος 95% και για τα δύο αποτελέσματα. Επιπλέον, δεδομένα συμπληρωματικών αξιολογήσεων (τραχύτητα, πάχος κονίας και διάσταση φράκταλ) υποβλήθηκαν αρχικά σε μια περιγραφική ανάλυση για να ληφθούν οι μέσες τιμές και οι τιμές τυπικής απόκλισης. Μετά τη διασφάλιση της ομοσκεδαστικής και παραμετρικής κατανομής, εκτελέστηκαν δοκιμές 1-way ANOVA και Tukey post hoc για κάθε αποτέλεσμα.

Το υλικό Trans YZ έδειξε καλύτερη απόδοση στην κόπωση ακολουθούμενο από το ZLS (ζirkονία ενισχυμένη με πυριτικό λίθιο) και το LD. Βέβαια αυτά τα υλικά είχαν στατιστικά παρόμοια συντελεστή Weibull το οποίο υποδεικνύει παρόμοια διασπορά δεδομένων (στατιστική δομική αξιοπιστία). Η φρακτογραφική ανάλυση επιβεβαίωσε όλες τις αστοχίες ως ακτινωτές ρωγμές (Εικ. 34). Αναφορικά με το πάχος της κονίας οι μικρογραφίες SEM έδειξαν ομοιότητα για τα 3 υλικά που εξετάστηκαν ($P>.05$; $F=35,344$) (Εικόνα 35).

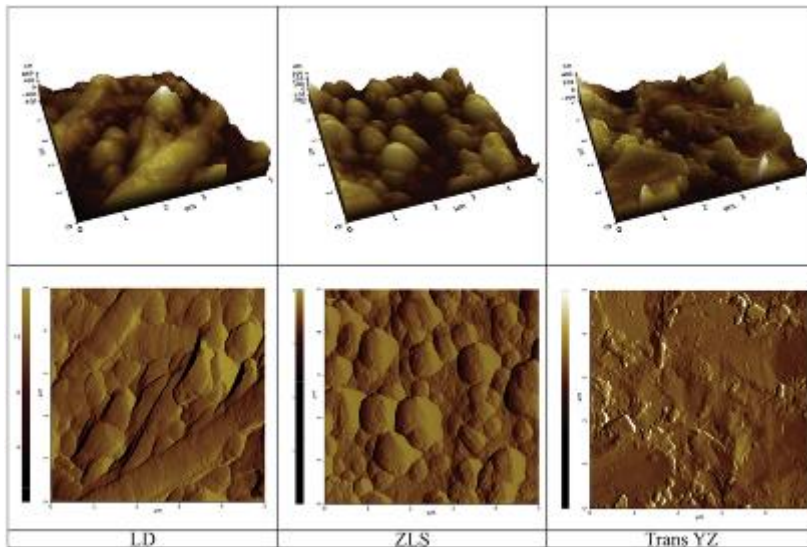


Εικόνα 34. Εικόνες σπασμένων δειγμάτων σε ηλεκτρονικό μικροσκόπιο σάρωσης. Τα κόκκινα βέλη υποδεικνύουν ρωγμές στην κεραμική κατασκευή που διαδίδονται παράλληλα με την εφαρμογή φορτίου από την φρεζαρισμένη επιφάνεια. LD, διπυριτικό λίθιο. Trans YZ, ημιδιαφανές πολυκρυσταλλικό ζirkόνιο πλήρως σταθεροποιημένο με ύτριο ,ZLS, υαλοκεραμικό πυριτικό λίθιο ενισχυμένο με ζirkόνιο. Αρχική μεγέθυνση $\times 150$.⁴²



Εικόνα 35. Εικόνες ηλεκτρονικού μικροσκοπίου σάρωσης που απεικονίζουν μετρήσεις πάχους στη μασητική διεπιφάνεια. LD, διπυριτικό λίθιο. Trans YZ, ημιδιαφανές πολυκρυσταλλικό ζirkόνιο πλήρως σταθεροποιημένο με ύτριο, ZLS, υαλοκεραμικό πυριτικό λίθιο ενισχυμένο με ζirkονία. Αρχική μεγέθυνση $\times 100$.⁴²

Η επιπλέον συμπληρωματική ανάλυση επιβεβαιώνει διαφορετικά τοπογραφικά χαρακτηριστικά για τα δοκιμασμένα υλικά, τα οποία προκλήθηκαν από τις διαφορετικές μικροδομές τους που αλληλεπιδρούν με τη συγκεκριμένη επεξεργασία που σχετίζεται με κάθε υλικό (Εικ.36). Τα δεδομένα διαστάσεων φράκταλ επιβεβαίωσαν ότι η επιφανειακή πολυπλοκότητα ήταν επίσης υψηλότερη στο διπυριτικό λίθιο (LD) τα οποία ήταν στατιστικά παρόμοια με τη ζirkονία ενισχυμένη με πυριτικό λίθιο (ZLS). Επομένως, η χαμηλότερη τοπογραφική πολυπλοκότητα παρατηρήθηκε για το Trans YZ (πολυκρυσταλλικό κεραμικό).



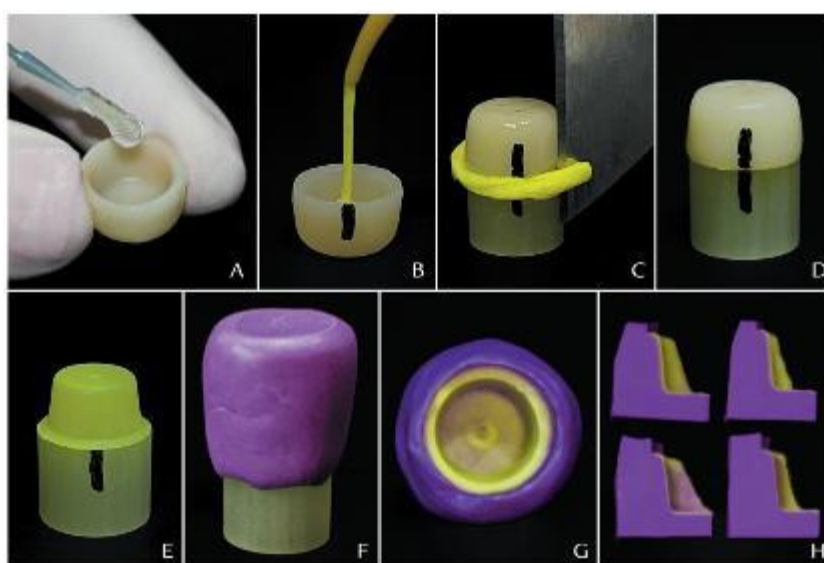
Εικόνα 36. Τοπογραφία και μικροδομή των κεραμικών υλικών που ελήφθησαν από μικροσκόπιο ατομικής δύναμης $5 \times 5 \mu\text{m}$. Πιο ετερογενής επιφάνεια παρατηρήθηκε στο LD, ακολουθούμενη από το ZLS και το Trans YZ. LD, διπυριτικό λίθιο. Trans YZ, ημιδιαφανές πολυκρυσταλλικό ζirkόνιο πλήρως σταθεροποιημένο με ύτριο. ZLS, υαλοκεραμικό πυριτικό λίθιο ενισχυμένο με ζirkόνιο. ⁴²

Συνεπώς προκύπτει ότι οι πολυκρυσταλλικές αποκαταστάσεις προσαρτημένες με κονία πάνω σε ανάλογο οδοντίνης είχαν καλύτερη απόδοση σε συνθήκες κόπωσης όπως και τα υαλοκεραμικά ZLS (ζirkονία ενισχυμένη με πυριτικό λίθιο) είχαν καλύτερες ιδιότητες από το διπυριτικό λίθιο LD. Η διαφορά στην απόδοση κόπωσης πιθανόν να οφείλεται στις διαφορές στην μικροδομή των υλικών που δοκιμάστηκαν (σύνθεση, διάταξη και τοπογραφικά χαρακτηριστικά επιφάνειας από την επεξεργασία και τις επιφανειακές επεξεργασίες). ⁴²

Συνδυαστικά με την απόδοση κόπωσης θέμα έρευνας είναι και η σωστή εφαρμογή αλλά και το κατά πόσο επηρεάζεται αυτή από την θερμική επεξεργασία ειδικά όταν μιλάμε για διπυριτικό λίθιο. Σε πειραματική εργασία συνέκριναν την εφαρμογή δύο πρόσφατα εισαγόμενων υλικών διπυριτικού λιθίου CAD/CAM σε σχέση με το IPS e.max CAD. Για το σκοπό αυτό χρησιμοποίησαν απλοποιημένης μορφολογίας και γεωμετρίας μονολιθικές στεφάνες από τα εξής υλικά για CAD/CAM: IPS e.max (Ivoclar AG), Rosetta (Hass), T-Lithium (Shenzhen Urcera Dental Technology). Τόσο η αυχενική όσο και η εσωτερική εφαρμογή αξιολογήθηκαν και πριν και μετά την κρυστάλλωση με την τεχνικά αντιγράφου. Όσον αφορά την απόδοσή τους στην κόπωση ακολουθήθηκε η διαδικασία step –stress.

Έτσι παρήχθησαν 45 δοκίμια- κολοβώματα αντιπροσωπεύοντας μια οπίσθια στεφάνη και χωρίστηκαν με τυχαία αριθμητική κατανομή σε τρεις ομάδες όσα και τα υλικά.

Τα μπλοκ κόπηκαν με νέα κάθε φορά σερ φρεζών και με τυχαία πάλι αριθμητική κατανομή μοιράστηκαν στα αντίστοιχα κολοβώματα. Η κρυστάλλωση των στεφανών έγινε σύμφωνα με τις θερμοκρασίες και τις συστάσεις του εκάστοτε κατασκευαστή. Η τεχνική αντιγράφου αναλύεται στην Εικόνα 37. Αρχικά χρησιμοποιείται στο εσωτερικό υδατική γέλη ως μόνωση (A) και στη συνέχεια εφαρμόζεται λεπτόρευστο υλικό πολυβινυλοσιλοξάνης (B) αφαιρώντας την περίσσεια με λεπίδα (C) αφήνοντας την στεφάνη να εδράζει στο παρασκεύασμα (D). Το φιλμ που έχει δημιουργηθεί εσωτερικά (E) αποτυπώνεται με σκληρή σιλικόνη (F) συγκρατώντας στο εσωτερικό το λεπτόρευστο φιλμ (G). Τέλος το αντίγραφο τεμαχίζεται σε τέσσερις φέτες. (H).



Εικόνα 37. Τεχνική αντιγράφου.⁴³

Οι φέτες καταγράφηκαν σε στερεομικροσκόπιο σε μεγέθυνση x45 πραγματοποιώντας τρεις μετρήσεις ανά περιοχή σε κάθε φέτα και ο μέσος όρος χρησιμοποιήθηκε για την στατιστική ανάλυση. Εν συνεχεία οι στεφάνες καθαρίστηκαν και εφαρμόστηκε στο κολόβωμα ένα διάλυμα υδροφθορικού οξέος 10% για ένα λεπτό και επικαλύφθηκε με σιλάνιο για ένα λεπτό. Οι στεφάνες χαραχτήκαν με 5% υδροφθορικό οξύ (Condac Porcelana, FGM) για 20 δευτερόλεπτα, πλύθηκαν και στέγνωσαν στον αέρα για 30 δευτερόλεπτα. Εφαρμόστηκε σιλάνιο (Monobond N, Ivoclar AG) και αφέθηκε να δράσει για 1 λεπτό. Έπειτα οι στεφάνες κολλήθηκαν στα αντίστοιχα παρασκευάσματα αυτοπολυμεριζόμενη κονία ρητίνης (Multilink Speed, Ivoclar AG) υπό φορτίο 7,5-N που εφαρμόστηκε για 5 λεπτά.

Για την αξιολόγηση της συμπεριφοράς της κόπωσης ακολουθήθηκε διαδικασία όμοια με προηγούμενη αντίστοιχη έρευνα για να οδηγηθούν στα συμπεράσματα ότι το υπό έρευνηση υαλοκεραμικό διπυριτικού λιθίου CAD-CAM οδήγησε σε μονολιθικές στεφάνες εντός κλινικά αποδεκτών επιπέδων εσωτερικής και αυχενικής εφαρμογής (κάτω από 120MM) καθώς και η συμπεριφορά κόπωσης του Rosetta SM και του T-lithium ήταν παρόμοια με αυτή του τυπικού IPS e.max CAD. Τέλος οδηγήθηκαν στο συμπέρασμα ότι η κρυστάλλωση είχε ως αποτέλεσμα την μείωση του αξονικού εσωτερικού χώρου για το στρώμα της κονίας.^{42,43}

Μέχρι στιγμής αναφέρθηκαν παραδοσιακές μέθοδοι διερεύνησης της βλάβης από κόπωση οι οποίες είναι ως επί των πλείστων καταστροφικές, όπως ο τεμαχισμός των δειγμάτων, και επιτρέπουν την διερεύνηση κατόπιν δοκιμής. Μια εντελώς διαφορετική μέθοδος είναι η οπτική τομογραφία συνοχής (Optical Coherence Tomography –OCT) η οποία είναι μια μη επεμβατική διαδικασία που αφορά την απεικόνιση βιολογικών μικροδομών σε μικρομετρική ανάλυση.

Αρχικός στόχος οι οφθαλμικές διαγνώσεις όμως ακολούθησαν κλάδοι όπως η δερματολογία, η καρδιολογία και η νευρολογία. Αναφορικά με την οδοντιατρική ενδείκνυται για την παρακολούθηση του συνθετικών υλικών πλήρωσης, την οπτικοποίηση του πολυμερισμού, της διάγνωση της τερηδόνας, τυχόν κατάγματα δοντιών, τον σωστό έλεγχο των σφραγισμάτων και του περιοδοντικού ιστού. Ωστόσο υπάρχουν ελάχιστες έρευνες OCT που να σχετίζονται με την κόπωση. Μελετητές πραγματοποίησαν μια τέτοια έρευνα με σκοπό την διερεύνηση της βλάβης από κόπωση με την πάροδο του χρόνου μονολιθικών CAD/CAM οπισθίων στεφανών.⁴⁴

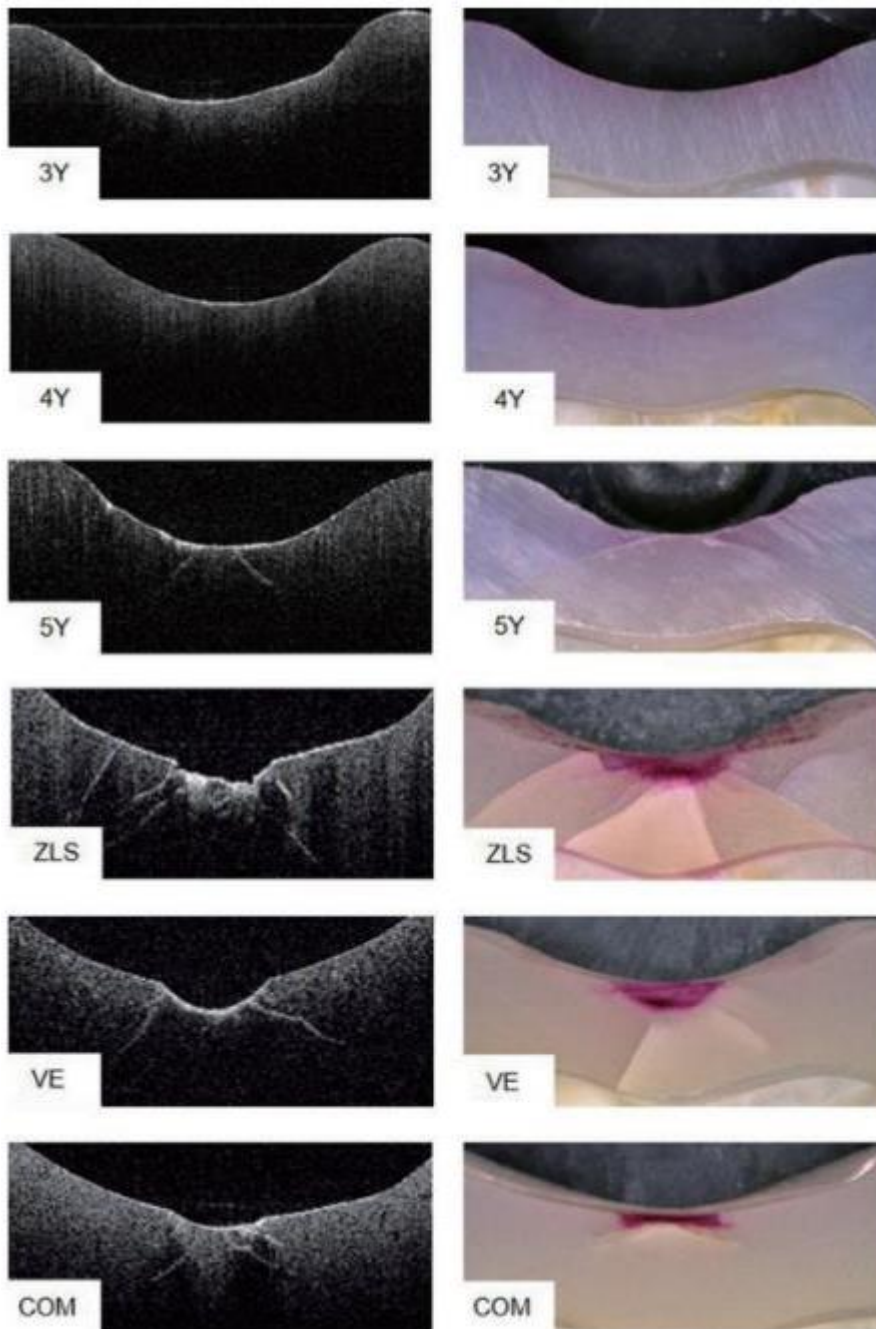
Για τον σκοπό αυτό κόπηκαν 48 μονολιθικές οπίσθιες στεφάνες CAD/CAM από 6 διαφορετικούς τύπους υλικών αποκατάστασης και κολλήθηκαν σε ανθρώπινα δόντια, τα οποία είχαν εξαχθεί για θεραπευτικούς λόγους, και παρασκευάστηκαν σε CAD/CAM με όμοιες μετρήσεις. Τα υλικά αποκατάστασης και οι διαδικασίες που ακολουθήθηκαν περιγράφονται συνοπτικά στον Πίνακα 3.

| Code | CAD/CAM Material | Product Name (Manufacturer/ Batch No.) | Polishing System (Manufacturer /Batch No.) | Pre-treatment of cementation surface | Crystallization/ Sintering Program according to manufacturer's instructions | Pre-treatment of bonding surface (Manufacturer/ Batch No.) | Adhesive (Manufacturer/ Batch No.) | Luting System (Manufacturer/ Batch No.) | material specific refractive index (n) |
|------|--|--|--|---|--|--|--|---|--|
| 3Y | 3 mol% Y2O3 tetragonal zirconia polycrystal (3Y-TZP) | Lava Plus (3M Espe, St. Paul, MN, USA/ 4638671) | | blasting with aluminum oxide powder (90 µm, 2 bar) | Austronit 3001 (Program: room-300°C (20°C/min), 800°C-1450°C (10°C/min), 1450°C (120 min), 1480°C-800°C (13°C/min), 800-250°C (20°C/min), 250°C-room), Dekema, Freising, Germany | | | | 2.11 |
| 4Y | 4 mol% Y2O3-partially stabilized zirconia (4Y-PSZ) | P10 oxidative ZrO2 oxite translucent (Fritzkera, Leinfelden-Echterdingen, Germany/ W10481K1E1) | Zirconia polisher with integrated bonded particles (Komet Dental GbR, Bannock Gebel & Co KG, Lemgo, Germany/ 900782) | blasting with aluminum oxide powder (90 µm, 1 bar) | Austronit 3001 (Program: room-1450°C (10°C/min), 1450°C (120 min), 1450°C-room (10°C/min)), Dekema | Scotchbond Universal (3M Espe/ 90121A) | | Rely X Ultimate (3M Espe/ 4801246) | 1.85 |
| 5Y | 5 mol% Y2O3-partially stabilized zirconia (5Y-PSZ) | Pectra anterior (Zirkonzahn, Brno, Czech Rep/ ZB4150D) | Fugapool Zirkopol (Ferguson, Badach, Germany/ 069) | blasting with aluminum oxide powder (110 µm, 2.5 bar) | Austronit 3001 (Program: room-1450°C (10°C/min), 1450°C (120 min), 1450°C-room (10°C/min)), Dekema | | | | 1.91 |
| ZLS | yttria-stabilized lithium silicate glass ceramic | Calibra Duo (Dentaply Sirona, Hana, Germany/ 16008440) | | 5%-hydrofluoric acid (30s) | Program: EPH00 (Program: 0 900°C, 5 3 30 min, 500°C-820°C (80°C/min), 820°C (1 min), 820°C-750°C (5 min), 750°C-50°C), Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein | Calibra Sitan (Dentaply Sirona/ 00066181) | Prime&Bond active (Dentaply Sirona/ 00667340) | Calibra Crown (Dentaply Sirona/ 00005574) | 1.55 |
| VE | polymer-matrix ceramic core-crown (VICEN) | Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Germany/ 75840) | Vita Faenit Polishing Set technical (Vita Zahnfabrik/ E76470) | 5%-hydrofluoric acid (60s) | / | Vita Adra (Vita Zahnfabrik/ E51810255A) | Vita Adra T-Bond EH (Vita Zahnfabrik/ E5610984A) | Vita Adra F-C em (Vita Zahnfabrik/ E71809758) | 1.51 |
| COM | CAD/CAM composite | Brilliant Core (Cofine, Albstadt, Switzerland/ 302788) | DIA TECH Polishing Kit (Cofine/ 424130) | blasting with aluminum oxide powder (50 µm, 1.5 bar) | / | One Coat 7 Universal (Cofine/ 308515) | | DuoCom (Cofine/ 994771) | 1.51 |

Πίνακας 3. Υλικά CAD/CAM , πληροφορίες κατασκευής και οδηγίες συγκόλλησης σύμφωνα με τους κατασκευαστές.⁴⁴

Προκειμένου να γίνει η δοκιμή κόπωσης τα δείγματα προσαρμόστηκαν σε προσομοιωτή κίνησης στόματος με συμπιεστική, κυκλική φόρτιση μεταξύ 50 και 500 N (2Hz) και δοκιμάστηκαν σε μονοαξονική κατεύθυνση υπό την επαφή ημισφαιρικού ατσάλινου ανταγωνιστή διαμέτρου 3,18mm και μέτρο ελαστικότητας 200 GPa προσομοιώνοντας τελικά μια κλινική εικόνα τεσσάρων ετών. Για την λήψη εικόνων ώστε να εντοπιστούν οι ζημιές από την κόπωση χρησιμοποιήθηκε ένας εμπορικός φασματικός τομέας με το αντίστοιχο λογισμικό. Τα δείγματα ελέχθησαν για τυχόν βλάβες λόγω κόπωσης πριν την δοκιμή και μετά από 250.000 κύκλους με την μέθοδο OCT με τελικό υπολογισμό τον αριθμητικό μέσο όρο όλων των τιμών για κάθε δείγμα. Εφόσον ολοκληρώθηκε η προσομοίωση στην στοματικής κίνησης και η ανάλυση με OCT τα δείγματα χρωματίστηκαν σε διάλυμα φουξίνης 0,5% έτσι ώστε να κηλιδωθούν τυχόν ρωγμές. Εν συνεχεία τεμαχίστηκαν και αναλύθηκαν σε ψηφιακό μικροσκόπιο φωτός υπολογίζοντας και πάλι τον αριθμητικό μέσο όρο κάθε δείγματος.

Όλα τα δείγματα επέζησαν από την προσομοίωση της στοματικής κίνησης χωρίς να σημειωθεί κάποια μερική ή ολική αστοχία. Τα δείγματα που δεν παρουσίασαν καμιά ζημιά ήταν τα 3Y και 4Y. Την μεγαλύτερη αστοχία παρουσίασε το πυριτικό λίθιο ενισχυμένο με ζirkόνιο ενώ το 5Y-PSZ παρουσίασε ζημιά μετά από 750.000 κύκλους σε αντίθεση με όλα τα άλλα υλικά που παρουσίασαν μετά τους 250.000 κύκλους. Ανάμεσα στις εικόνες OCT και του μικροσκοπίου παρουσιάστηκε σημαντική διαφορά για το πυριτικό λίθιο ενισχυμένο με ζirkόνιο και τα υβριδικά κεραμικά. Στην Εικόνα 38 φαίνεται ένα παράδειγμα σημείων μέτρησης και για τα έξι υλικά αναλυμένα με OCT και μικροσκόπιο.

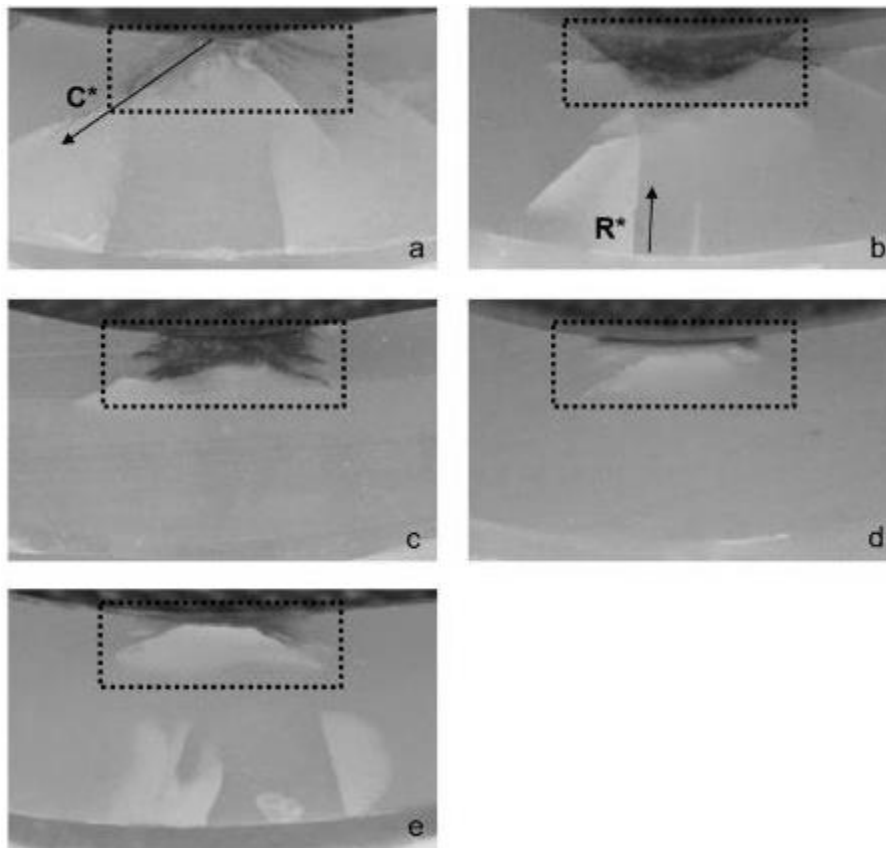


Εικόνα 38. Παράδειγμα μετρήσεων με βλάβη λόγω κόπωσης μετά από 1 εκατομμύριο κύκλους. Αριστερά OCT και δεξιά με μικροσκόπιο.⁴⁴

Οι εικόνες OCT έδειξαν ένα φωτεινό σύμπλεγμα στην επιφάνεια των δειγμάτων κάτι που αντανακλά αύξηση στην ένταση του σήματος στην επαφή ανάμεσα στον αέρα και το CAD/CAM υλικό. Η πρώτη πυρήνωση ρωγμής προέρχεται στην επιφάνεια με υποεπιφανειακές μικρορωγμές στο σημείο φόρτισης. Σε παλαιότερη έρευνα υπολόγισαν με ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων τη μέγιστη συγκέντρωση τάσης κάτω από το σημείο επαφής στη μασητική περιοχή τόσο για υβριδικά όσο και για υαλοκεραμικά.³³ Το υβριδικό κεραμικό παρουσίασε μικρότερη ζημιά κάτι που εξηγείται από τους Choi και συν. από μια πλαστική παραμόρφωση στη φάση του πολυμερούς απορροφώντας έτσι την ενεργό δύναμη.⁴⁵

Εν κατακλείδι η έρευνα έδειξε τη δυνατότητα παρακολούθησης της βλάβης από κόπωση με OCT με την πάροδο του χρόνου. Οι υψηλότερες κατακόρυφες και οριζόντιες ζημιές παρατηρήθηκαν για το πυριτικό λίθιο ενισχυμένο με ζirkόνιο ακολουθούμενο από το υβριδικό κεραμικό, το σύνθετο ρητίνης και το 5Y-PSZ ενώ το 4Y-PSZ και το 3Y-PSZ δεν παρουσίασαν ζημιά. Στις εξωτερικές περιοχές οι μικρορωγμές δεν καταγράφηκαν με το OCT.⁴⁴

Σε αντίστοιχης μεθοδολογίας έρευνα για την ανάλυση της βλάβης λόγω κόπωσης ανάμεσα σε τρία διαφορετικά σύνθετα υλικά για CAD/CAM (Lava Ultimate, 'LU', Brilliant Crios'BC', Cerasmart, 'CS'), ένα κεραμικό δίκτυο ενισχυμένο από πολυμερές (Vita Enamic, 'VE') και μια ομάδα ελέγχου κεραμικών διπυριτικού λιθίου (IPS e.max CAD, 'EM') όλα τα δείγματα εμφάνισαν βλάβη από κόπωση στην περιοχή της μασητικής επαφής. Η διαφορά ανάμεσα στα δείγματα ήταν ο πολυμερισμός της κονίας που στα μισά έγινε με φωτοπολυμερισμό ενώ στα άλλα μισά με χημικό πολυμερισμό. Τα LU, BC και CS εμφάνισαν σημαντικά μεγαλύτερη επιφάνεια χωρίς ζημιά σε σύγκριση με τα VE και EM ($p < 0,05$). Το EM και το VE έδειξαν πρόσθετες ακτινωτές ρωγμές στη διεπιφάνεια κονίας και στους δύο τρόπους πολυμερισμού της κονίας, ενώ τα LU, BC και CS έδειξαν μόνο ακτινωτές ρωγμές με κονία που πολυμερήθηκε χημικά. Οι μονολιθικές σύνθετες στεφάνες CAD/CAM εμφάνισαν σημαντικά μικρότερη ζημιά λόγω κόπωσης, ιδιαίτερα εάν το σύστημα κόλλησης ήταν φωτοπολυμερισμένο. (Εικόνα 39).⁴⁶



Εικόνα 39. Παράδειγμα σημείου μέτρησης με μικρορωγμές: EM (a), VE (b), LU (c), BC (d), CS (e) C* = παράδειγμα ρωγμής κόνου με κατεύθυνση διάδοσης ρωγμής, R* = παράδειγμα ακτινωτής ρωγμής με κατεύθυνση διάδοσης ρωγμής, πλαίσιο = μασητική επιφάνεια επαφής -OCA. Η θλιπτική τάση εντοπίζεται κάτω από το OCA και η τάση εφελκυσμού συγκεντρώνεται στην εσωτερική πλευρά της αποκατάστασης στη διεπιφάνεια κονιάς.⁴⁶

4.3.Μελέτες κόπωσης με γεωμετρικά δοκίμια

Παρά τη μεγάλη δημοτικότητα του Y-TZP (yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal) εξακολουθεί να υπάρχει κάποια ανησυχία σχετικά με την αξιοπιστία των μονολιθικών συστημάτων Y-TZP. Έρευνες έχουν συσχετίσει τις επιφανειακές επεξεργασίες με επιβλαβή μακροχρόνια μηχανική συμπεριφορά των αποκαταστάσεων. Δεδομένου ότι οι κλινικά αποτυχημένες στεφάνες Y-TZP είχαν την αρχή της αστοχίας στην επιφάνεια της κονιάς, όπου συγκεντρώνονταν οι μεγαλύτερες εφελκυστικές τάσεις, δημιουργήθηκε η ανάγκη αξιολόγησης της επίδρασης τριών επιφανειακών επεξεργασιών στην αρχική αντοχή, το όριο κόπωσης και τον τρόπο αστοχίας ενός κεραμικού Y-TZP.^{11,26}

Σε έρευνα που πραγματοποιήθηκε προσυντηγμένα μπλοκ κεραμικού Y-TZP (VITA In-Ceram YZ, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Γερμανία) κόπηκαν με το χέρι σε κυλίνδρους (διάμετρος 15 mm x 40 mm μήκος) και τεμαχίστηκαν σε φέτες πάχους 1,8 mm

έπειτα γυαλίστηκαν και στις δύο επιφάνειες με γυαλόχαρτο 1200, καθαρίστηκαν και πυροσυσσωματώθηκαν. Εν συνεχεία πραγματοποιήθηκαν τρεις επιφανειακές επεξεργασίες: (1) τα δείγματα διατηρήθηκαν ως πυροσυσσωματωμένα, χωρίς καμία μεταβολή της επιφάνειας (CT), (2) τα δείγματα υποβλήθηκαν σε τριβή με αέρα με σωματίδια τροποποιημένα με πυρίτιο μεγέθους 30μm σε πίεση 2,5 bar, για 20 δευτερολέπτων, σε απόσταση 10 mm (AA) και (3) ένα λεπτό στρώμα υαλώδους εφυσάλωσης εφαρμόζεται στην επιφάνεια Y-TZP, ψήνεται (900°C/1 min) και χαράχθηκε με υδροφθορικό οξύ (5%/1 λεπτό) (GL).

Με ένα υψηλής ανάλυσης μη-επαφής ομοεστιακό προφιλόμετρο λευκού φωτός, προσδιορίστηκε το σχέδιο επιφάνειας και η μέση τραχύτητα με τεχνική με την οποία τα επίπεδα ύψους ανιχνεύονται σε ένα εύρος μέτρησης που ορίζεται από διαφορετικά μήκη κύματος εντός του προβαλλόμενου φάσματος της δέσμης λευκού φωτός. Οι αλλαγές στην ένταση και το μήκος κύματος αναλύονται από το φασματόμετρο, το οποίο ορίζει τα επίπεδα ύψους καθώς φτάνουν στο μέγιστο επίπεδο έντασης για ένα συγκεκριμένο μήκος κύματος. Η αρχική αντοχή κάμψης υπολογίστηκε με διαξονική αντοχή τοποθετώντας την επεξεργασμένη επιφάνεια πάνω σε τρεις σφαίρες ασκώντας φόρτιση με κυκλικό έμβολο βολφραμίου μέχρι την αστοχία. Η αντοχή σε κάμψη μετρήθηκε με τον ίδιο τρόπο, μετά από μηχανική ανακύκλωση προσομοιώνοντας περίπου 2 χρόνια κλινικής χρήσης. Τα όρια καμπτικής κόπωσης προσδιορίστηκαν με τη μέθοδο κλίμακας για 10^2 , 10^3 , 10^4 και 10^5 κύκλους σε συχνότητα 0,5 Hz.²⁶

Η φρακτογραφική εξέταση πραγματοποιήθηκε με μικροσκόπιο φωτός σε αντιπροσωπευτικά δείγματα (συνολικά 36 δείγματα – 2 ανά ομάδα και από την αρχική αντοχή με και χωρίς μηχανική ανακύκλωση και από τη δοκιμή κλίμακας). Ο στόχος αυτής της ανάλυσης ήταν να προσδιοριστεί η προέλευση του κατάγματος και να ταξινομηθεί ανάλογα με τη θέση σε τρεις τύπους: (1) που βρίσκεται ο όγκος (υψηλότερη αντίσταση στη διάδοση ρωγμών), (2) η επιφάνεια που βρίσκεται (χαμηλότερη αντίσταση στη διάδοση ρωγμών) ή (3) που βρίσκεται κοντά στην επιφάνεια (υψηλότερη αντίσταση στη διάδοση ρωγμών από τον τύπο 2). Κατόπιν πραγματοποιήθηκε ηλεκτρονική μικροσκοπία σάρωσης σε αντιπροσωπευτικά δείγματα.²⁶

Η μηχανική ανακύκλωση δεν επηρέασε τις μέσες τιμές φόρτωσης έως την αστοχία (FS), αλλά η επιφανειακή επεξεργασία. Δεν υπήρχε στατιστική διαφορά μεταξύ των συντελεστών Weibull που λήφθηκαν για τις τρεις πειραματικές ομάδες όταν συγκρίθηκαν

δείγματα που δεν υποβλήθηκαν σε μηχανικό κύκλο. Ο αριθμός των θραυσμάτων του δίσκου που ελήφθησαν μετά το συμβάν θραύσης υπολογίστηκε και συσχετίστηκε με τις μέγιστες εφαρμοζόμενες τάσεις. Η Εικόνα 40 δείχνει αντιπροσωπευτικές μικρογραφίες σπασμένων επιφανειών. Τα δείγματα από την ομάδα με την απόξεση αέρα είχαν το μεγαλύτερο μέρος των αστοχιών που εντοπίστηκαν ακριβώς κάτω από την επιφάνεια εφελκυσμού - τύπος 3 (Εικ. 40B), ενώ για τον έλεγχο (Εικ. 40A) και τις εφυσωμένες ομάδες (Εικ. 40Γ) η αρχή εντοπιζόταν συχνότερα ακριβώς στην εφελκυστική επιφάνεια (τύπου 2) του δίσκου κάμψης. Η φρακτογραφία δεν αποκάλυψε σημάδια ανάπτυξης ρωγμών σε καμία από τις επιφάνειες κατάγματος μετά από 10^4 κύκλους.



Εικόνα 40. Εικόνες επιφανειών θραύσης. Από αριστερά προς τα δεξιά: ομάδα ελέγχου, αεροτριβής και γυαλισμένες.²⁶

Συνοπτικά δεν παρατηρήθηκε μείωση στα όρια αντοχής ή κόπωσης του Y-TZP μετά από επιφανειακές επεξεργασίες. Η αεροτριβή οδήγησε σε μεγαλύτερη αντοχή σε κάμψη, πιθανώς λόγω μετασχηματισμού της τετραγωνικής φάσης σε μονοκλινική και αύξησαν την αντοχή σε κόπωση, ενώ η αξιοπιστία ήταν παρόμοια με τις άλλες ομάδες. Το φαινόμενο μετασχηματισμού φάσης δημιουργεί ένα επιφανειακό στρώμα συμπίεσης, ως συνέπεια της αύξησης του όγκου του κρυστάλλου ζirkονίας κατά 4-5%, οδηγώντας σε ένα πιο σκληρό επιφανειακό στρώμα και κατά συνέπεια υψηλότερες τιμές αρχικής αντοχής σε κάμψη. Η εφαρμογή μιας λεπτής στρώσης γυαλιού δεν αύξησε την αντοχή σε κάμψη του Y-TZP αλλά τροποποίησε ελαφρά τη συμπεριφορά κόπωσης του. Για όλες τις ομάδες που ελέγχθηκαν, τα όρια κόπωσης μειώθηκαν όταν αυξήθηκε ο αριθμός των κύκλων.²⁶

Σε αντίστοιχο πείραμα, στατικής και δυναμικής φόρτισης ράβδου ζirkονίας με επεξεργασία της επιφάνειας με αεροτριβή μεγαλύτερων σωματιδίων σκόνης αλουμίνιας 50 μ m και 120 μ m, η επεξεργασία με 120 μ m είχε ως αποτέλεσμα την μεγαλύτερη πτώση στην αρχική αντοχή αλλά και στις τιμές δυναμικής και στατικής αντοχής της τάξεως του 50%. Η εξέταση SEM των κομματιών που έσπασαν παρουσίασαν επιφανειακή και υποεπιφανειακή βλάβη για τα δείγματα που επεξεργάστηκαν με σωματίδια μεγέθους 120 μ m κοντά στην αρχή

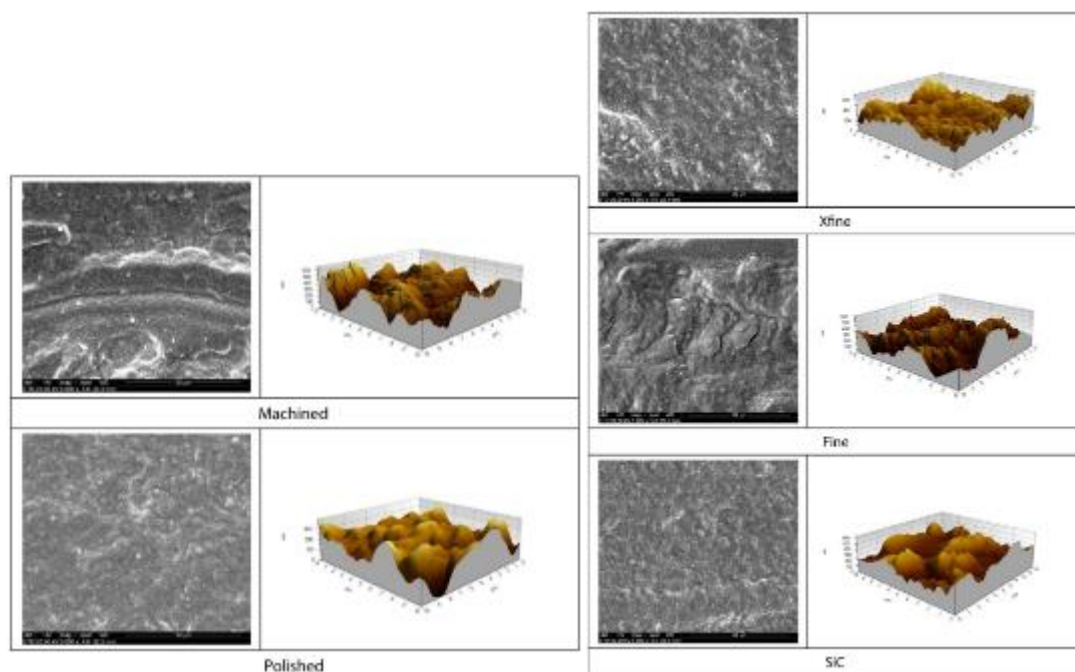
της κρίσιμης ρωγμής οδηγώντας σε πολύ μεγαλύτερο κρίσιμο μέγεθος σε σχέση με τα γυαλισμένα δείγματα ή τα επεξεργασμένα με 50 μm .

Η ευαίσθητη σε ελαττώματα μερικώς σταθεροποιημένη με ύτριο ζirkονία θα πρέπει να επιδέχεται μεγάλη προσοχή κατά την διάρκεια των διαδικασιών κατασκευής της σε μια προσπάθεια ελαχιστοποίησης των επιπτώσεων των ατελειών που προκαλούνται κατά τη διάρκεια αυτής.⁴⁷

Το κόστος παραγωγής απλοποιημένων δειγμάτων με κοπή CAD/CAM είναι αρκετά μεγάλο σε σχέση με τις απλοποιημένες τεχνικές στο εργαστήριο. Ωστόσο το ερώτημα που γεννάται είναι: οι απλοποιημένες τεχνικές μιμούνται τις επιφανειακές πτυχές και την μηχανική απόδοση συγκριτικά με αυτές των δειγμάτων από CAD/CAM; Σε πειραματική μελέτη που έγινε προσπάθησαν να αξιολογήσουν τα χαρακτηριστικά της επιφάνειας όπως τοπογραφία, τραχύτητα αλλά και την μηχανική απόδοση σε δείγματα κατασκευασμένα με αυτές τις δυο μεθόδους.

Τα δείγματα CAD/CAM που λειτούργησαν και σαν ομάδα ελέγχου κόπηκαν και πυροσυσσωμάτωθηκαν σύμφωνα με τις οδηγίες του κατασκευαστή. Εργαστηριακά λήφθηκαν τα προσυντηγμένα μπλοκ αποσπάστηκαν από την μεταλλική τους βάση και προσαρμόστηκαν στα άκρα κυλινδρικοί μεταλλικοί δακτύλιοι. Το μπλοκ κόπηκε χρησιμοποιώντας δίσκους 600 SiC υπό ψύξη με νερό και οι παραγόμενοι δίσκοι γυαλίστηκαν με 1200SiC. Τα δείγματα πριν την πυροσυσσωμάτωση είτε παρέμειναν ανέπαφα, είτε τροχίστηκαν με διαμαντόφρεζες μεγέθους κόκκων 46 μm - fine ή 30 μm - Xfine ή τέλος τροχίστηκαν με χαρτιά καρβιδίου του πυριτίου μεγέθους 220 SiC. Για την εξασφάλιση τροχίσματος ολόκληρης της επιφάνειας αυτή σημειώθηκε με κόκκινο μολύβι έτσι ώστε να αφαιρεθεί πλήρως και ομοιόμορφα. Η τοπογραφία της επιφάνειας έγινε με ελεγκτή τραχύτητας, με ηλεκτρονικό μικροσκόπιο σάρωσης εκπομπών πεδίου (FE-SEM) και ένα μικροσκόπιο ατομικής δύναμης (AFM). Για την αξιολόγηση του περιεχομένου της μονοκλινικής φάσης τα δείγματα υποβλήθηκαν σε διαθλασομετρία ακτινών X (XRD). Κατόπιν δοκιμής διαξονικής κάμψης και διαξονικής κάμψης κόπωσης εξήχθησαν τα συμπεράσματα ότι ο τροχισμός της επιφάνειας της ζirkονίας με λεπτές διαμαντόφρεζες πριν την σύντηξη είναι η πλησιέστερη μέθοδος αναπαραγωγής με το σύστημα CAD/CAM όπως εμφανίζεται και στην Εικόνα41. Εάν δεν προσομοιωθεί η επιφάνεια του Y-TZP οι μηχανικές ιδιότητες μπορεί να παρερμηνευτούν. Μελετητές ανέφεραν ότι η τραχύτητα της επιφάνειας μπορεί να παίξει καθοριστικό ρόλο στην αντοχή των κεραμικών, συνήθως με αρνητική

συσχέτιση με την αντοχή στην κάμψη (μεγαλύτερη τραχύτητα παράγει χαμηλότερη αντοχή σε κάμψη). Τα ευρήματά της παρούσης έρευνας το επιβεβαιώνουν, καθώς τα δεδομένα τραχύτητας και τα αντίστοιχα μονοτονικά δεδομένα κάμψης για όλες τις συνθήκες που δοκιμάστηκαν έδειξαν σημαντική αρνητική συσχέτιση μεταξύ αυτών των αποτελεσμάτων.⁴⁸



Εικόνα 41. Εικόνες SEM αριστερά μεγέθυνση 5000x και δεξιά εικόνες AFM 10µm x 10µm. που υποδεικνύουν τα τοπογραφικά μοτίβα σε συντηγμένα δείγματα μετά την επεξεργασία που δέχτηκαν πριν την σύντηξη.⁴⁸

Σήμερα διατίθεται μεγάλη ποικιλία κεραμικών στην αγορά όσον αφορά την χρήση τεχνολογίας CAD/CAM κατά την οποία η διαδικασία μηχανικής κατεργασίας εισάγει καινούργια επιφανειακά χαρακτηριστικά συμβάλλοντας στην ευαισθησία των υλικών στην κόπωση. Μια τέτοια έρευνα διεξήγαγαν επιστήμονες, που αφορά υαλοκεραμικά με βάση τον λευκίτη, ένα με βάση το διπυριτικό λίθιο και μιας πολυκρυσταλλικής τετραγωνικής ζirkονίας σταθεροποιημένης με ύτριο. Σκοπός τους να μελετηθεί η επίδραση της κατεργασίας CAD/CAM στη διαξονική αντοχή σε κάμψη κόπωσης, στην τραχύτητα της επιφάνειας σε δείγματα δίσκων που υπέστησαν μηχανική κατεργασία (Machining - M) και δείγματα που υπέστησαν λείανση μετά την μηχανική κατεργασία (Machining followed by polishing - MP).⁴⁹

Συνολικά έξι πειραματικές ομάδες παρασκευάστηκαν στις οποίες η λείανση έγινε χειροκίνητα στην κάτω επιφάνεια του δίσκου, αφαιρώντας 80µm πάχους κατεργασμένης επιφάνειας με χαρτί καρβιδίου του πυριτίου. Εν συνεχεία υποβλήθηκαν σε θερμική κατεργασία κάθε ομάδα σύμφωνα με τις οδηγίες του κατασκευαστή. Η τραχύτητα της κάτω

επιφάνειας πραγματοποιήθηκε πριν από τις μηχανικές δοκιμές με ένα προφیلόμετρο επαφής με γραφίδα λαμβάνοντας στο σύνολο τον μέσο όρο τριών μετρήσεων. Πριν από τη δοκιμή κόπωσης, προσδιορίστηκε η μονοτονική διαξονική αντοχή σε κάμψη για τα δείγματα διπυριτικού λιθίου και Y-TZP, και στις δύο συνθήκες: κατεργασία (M) και μηχανική κατεργασία ακολουθούμενη από λείανση (MP). Για τις ομάδες λευκίτη (M και MP), τα δεδομένα σχετικά με τη μονοτονική διαξονική αντοχή κάμψης ελήφθησαν από άλλη έρευνα.⁴⁹ Η διαξονική καμπτική δοκιμή κόπωσης αξιολογήθηκε μέσω της step-test μεθόδου σε διάταξη τριών σφαιρών.

Για να αξιολογηθεί η αποτελεσματικότητα του πρωτοκόλλου λείανσης για την απομάκρυνση βλαβών στη μηχανική κατεργασία, ένας ακόμα δίσκος από κάθε ομάδα αναλύθηκε σε ηλεκτρονικό μικροσκόπιο σάρωσης εκπομπών πεδίου (FESEM) (Inspect F50, FEI, USA). Τα επιπλέον δείγματα προσαρμόστηκαν σε ακρυλική ρητίνη και κόπηκαν, κάθετα στις επιφάνειες M και MP, χρησιμοποιώντας έναν τροχό διαμαντιού σε χαμηλή ταχύτητα (Isomet 1000, Buehler, Lake Buff, ΗΠΑ). Μετά την κοπή, τα δείγματα απομακρύνθηκαν από την ρητίνη οι κομμένες επιφάνειες λειάνθηκαν και επικαλύφθηκαν με χρυσοπαλαδιούχο σκόνη για να αναλυθούν σε ηλεκτρονικό μικροσκόπιο (FESEM). Για την στατιστική ανάλυση χρησιμοποιήθηκαν οι μέθοδοι Weibull και μη παραμετρική δοκιμή Mann – Whitney (=0.05).

Είναι σημαντικό να τονιστεί ότι το πρωτόκολλο λείανσης που τηρήθηκε στην παρούσα έρευνα είχε απλώς έναν μεθοδολογικό σκοπό να εξαλείψει τα ελαττώματα της μηχανικής κατεργασίας. Δεν θα πρέπει να ακολουθείται στην κλινική πράξη, καθώς η λείανση της επιφάνειας μιας ολοκεραμικής αποκατάστασης, με μείωση πάχους 80μm, θα είχε ως επακόλουθο μεγαλύτερο πάχος κονιάς κάτι που θα προκαλούσε προβλήματα εφαρμογής. Συνεπώς, αυτή η έρευνα τονίζει την ανάγκη για καλύτερα συστήματα μηχανικής κατεργασίας και την ανάπτυξη πρωτοκόλλων κοπής που προκαλούν λιγότερη ζημιά στην κεραμική επιφάνεια. Άλλες μεταβλητές μηχανικής κατεργασίας, όπως το μέγεθος των κόκκων των φρεζών και ο ρυθμός τροφοδοσίας θα πρέπει να διερευνηθούν για να κατανοηθεί η επίδρασή τους στην κατεργασμένη επιφάνεια.

Η κατεργασία CAD/CAM εισήγαγε ελαττώματα στην κεραμική επιφάνεια επηρεάζοντας έτσι αρνητικά την καμπτική αντοχή κόπωσης των κεραμικών με διαφορετικές μικροδομές και οδήγησε σε υψηλότερες τιμές τραχύτητας, σε σύγκριση με τις ομάδες όπου τα ελαττώματα αφαιρέθηκαν με λείανση. Η μεγαλύτερη μείωση της αντοχής

σε κόπωση λόγω μηχανικής κατεργασίας παρατηρήθηκε στο Y-TZP (40%), ακολουθούμενο από το διπυριτικό λίθιο (33%) και το υαλοκεραμικό λευκίτη (29%), υποδηλώνοντας ότι είτε η κατεργασία μερικώς συντηγμένων κεραμικών είτε η κατεργασία πλήρως πυροσσωματωμένων κεραμικών μπορεί να είναι επιβλαβή για την αντοχή τους στην κάμψη. Η κατανόηση των επιπτώσεων της μηχανικής κατεργασίας CAD/CAM στη μηχανική συμπεριφορά κεραμικών με διαφορετικές μικροδομές είναι υψίστης σημασίας καθώς επηρεάζεται και η αντοχή σε θραύση.⁵⁰

Σήμερα υπάρχει μια τεράστια ποικιλία υλικών CAD/CAM που περιλαμβάνουν πολυμερή συστατικά. Αφορά σύνθετα υλικά ρητίνης που αποτελούνται από σωματίδια πλήρωσης (π.χ. πυρίτιο, ζirkόνιο) ενσωματωμένα σε πολυμερή μήτρα (π.χ. UDMA, bisGMA). Αντίθετα με τα σύνθετα υλικά αποκατάστασης πλήρωσης με βάση τη ρητίνη, αυτά τα υλικά πολυμερίστηκαν υπό υψηλή πίεση και υψηλή θερμοκρασία, έχοντας ως αποτέλεσμα υλικά CAD/CAM με καλύτερη αντοχή σε κάμψη ή μέτρο ελαστικότητας. Ένα διαθέσιμο υβριδικό υλικό ρητίνης-κεραμικού είναι ένα δίκτυο πολυμερές (UDMA, PMMA) διεισδυμένο κεραμικό δίκτυο (PICN). Τα υλικά έχοντας βάση τη ρητίνη προσφέρουν πλεονεκτήματα που σχετίζονται με τη μηχανική κατεργασία, την ελαστικότητα ή την ενδοστοματική επιδιόρθωση.⁵¹ Οι ενδείξεις επεκτείνονται σχεδόν σε όλων των ειδών των αποκαταστάσεων ωστόσο, λόγω της γρήγορης ανάπτυξης αυτών των υλικών, δεν υπάρχουν πολλά στοιχεία για τη μακροπρόθεσμη κλινική συμπεριφορά τους και απαιτείται έρευνα σχετικά με τη φθορά και την στοματική αντοχή (γήρανση).⁵² Κλινικά δεδομένα υπάρχουν μόνο για σύντομες περιόδους παρατήρησης έως και λίγα χρόνια.

Λόγω των περιορισμένων κλινικών δεδομένων που σχετίζονται με τα σύνθετα CAD/CAM και το PICN (Polymer infiltrated ceramic network), οι δοκιμές in vitro έχουν ιδιαίτερη σημασία. Αρχικά απαιτείται ακριβής γνώση των ιδιοτήτων των υλικών. Η συγκεκριμένη σύνθεση καθορίζει βασικά χαρακτηριστικά του υλικού όπως συντελεστή ελαστικότητας, σκληρότητα, αντοχή στη φθορά ή αντοχή σε κάμψη.²³ Ειδικά οι δοκιμές με στατική φόρτιση (αντοχή κάμψης, σκληρότητα κ.λπ.) παράγουν ιδιότητες υλικού, αλλά παρέχουν μόνο πολύ περιορισμένες πληροφορίες για την κλινική απόδοση. Αν και προτείνονται διάφορες μέθοδοι δοκιμών in vitro, δεν υπάρχει καμία δοκιμή in vitro που να μπορεί να προβλέψει πλήρως τη μακροζωία in-vivo. Συνεπώς, οι δοκιμές κόπωσης, οι δοκιμές γήρανσης ή οι δομικές δοκιμές θα πρέπει να προτιμώνται για την προσέγγιση της κλινικής κατάστασης, επειδή προσομοιώνουν τη μάζηση (δυναμική φόρτιση), την μακροχρόνια εφαρμογή ή τις κλινικές σχετικές αποκαταστάσεις (σχεδιασμός). Σχετικά με

τις δοκιμές κόπωσης, υπάρχει μια μεγάλη ποικιλία διαφορετικών παραμέτρων δοκιμών και σχεδίων μελέτης αλλά προς το παρόν χωρίς καμία αποδεδειγμένη κλινική συνάφεια. Η χημική και μηχανική αποικοδόμηση μπορεί να διαδραματίσει βασικό ρόλο στην απόδοση των υλικών αποκατάστασης των δοντιών και επομένως ιδιαίτερα η δυναμική φόρτιση σε τυποποιημένα δείγματα μπορεί να συμβάλει στην πρόβλεψη της διάρκειας ζωής των νέων υλικών.²³

Επιστήμονες ερεύνησαν τη δυναμική πρόβλεψη διάρκειας ζωής επτά σύνθετων υλικών CAD/CAM και ενός υβριδικού. Τα υλικά και τα στοιχεία των κατασκευαστών αναφέρονται στον Πίνακα 4.

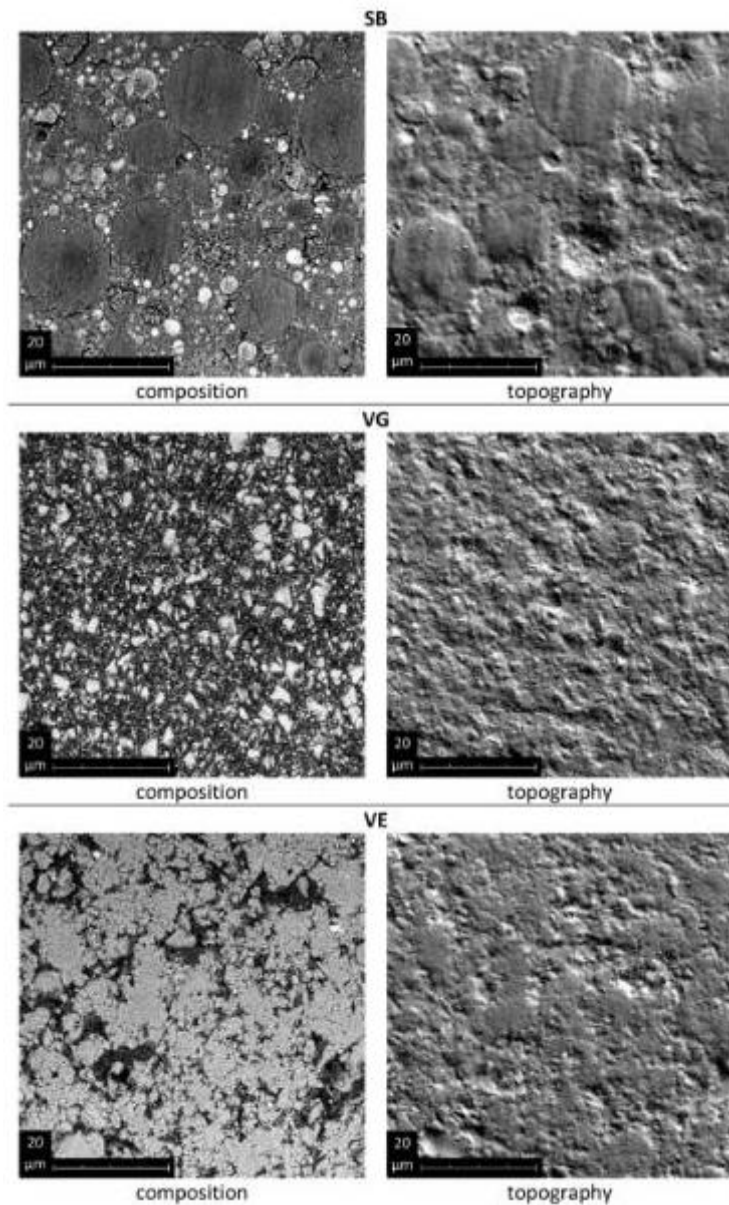
| Code | Material, Manufacturer | Comment | Flexural strength (MPa) | Modulus of elasticity (GPa) | Filler content (wt%) |
|------|---|---|-------------------------|-----------------------------|----------------------|
| BC | BRILLIANT Crios, Coltene AG, CH | Resin-based composite | 198 ± 14 | 10.3 ± 0.5 | 70 |
| VE | Vita Enamic, Vita Zahnfabrik, D | Resin-infiltrated ceramic (ceramic/polymer dual-network) | 150-160 | 30 | 86 |
| ET | Estelite Tokuyama Dental, J | Resin-based composite | 225 [29] | 13.8 [29] | 70 [29] |
| KA | Katana Avencia, Kuraray Noritake dental Inc., J | Resin-based composite (UDMA, TEGDMA) | 189.8 [26] | 12.4 [26] | 62 |
| KZ | KZR-CAD Jamakin, Jamakin Co., J | Resin-based composite | 235 | 10.4 [29] | 65 [29] |
| LU | LAVA Ultimate, 3M, USA | Resin-based composite (approximately 80% by weight nanoceramic particles bound in the resin matrix, Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, TEGDMA) | 204 ± 19 | 12.77 ± 0.99 | 80 |
| SB | SHOFU Block HC, SHOFU, US | Resin-based composite (UDMA, TEGDMA) | 191 | 9.5 [30] | 61 |
| VG | VOCO Grandio Block, VOCO, D | Resin-based composite | 330 | 18 | 86 |

Πίνακας 4. Υλικά και ιδιότητες (πληροφορίες κατασκευαστών).⁵³

Τα μπλοκ CAD/ CAM κόπηκαν στρογγυλά (διάμετρος 10 mm) πάχους 1mm και τα δείγματα χρησιμοποιήθηκαν χωρίς στίλβωση, για να προσομοιώσουν το χειρότερο σενάριο κατασκευής CAD/CAM. Τα δείγματα τοποθετήθηκαν σε ένα δακτυλιοειδές έδρανο στήριξης και φορτίστηκαν κεντρικά με μια σφαίρα στεατίτη 6 mm. Τα δείγματα προφορτίστηκαν με 20N και εφαρμόστηκε δυναμική δύναμη για 1 εκατομμύριο φορτίσεις σε κάθε βήμα φόρτισης. Η αστοχία εντοπίστηκε ως ρωγμή της πλάκας ή πτώση δύναμης 10% της μέγιστης φόρτισης. Οι αστοχίες χαρακτηρίστηκαν ως 1) ρωγμή, 2) μικρό θρυμματισμό, 3) σοβαρό θρυμματισμό και 4) κάταγμα της πλάκας. Λήφθηκαν υποδειγματικές εικόνες SEM για να δείξουν λεπτομέρειες του σχεδίου θραύσης. Για τον προσδιορισμό της τραχύτητα της επιφάνειας (Ra, Rz) χρησιμοποιήθηκε μια προφίλομετρική συσκευή επαφής. Οι υπολογισμοί και οι στατιστικές αναλύσεις έγιναν με χρήση του SPSS 23.0 για Windows. Η κανονική κατανομή ελέγχθηκε με τη δοκιμή Kolmogorov-Smirnov. Οι μέσοι όροι και οι τυπικές αποκλίσεις υπολογίστηκαν και η στατιστική ανάλυση πραγματοποιήθηκε με one-way ANOVA και Bonferroni-post-hoc τεστ. Το ποσοστό επιβίωσης χαρακτηρίστηκε με τη δοκιμή Mantel-Cox Log Rank. Το επίπεδο σημαντικότητας (α) ορίστηκε στο 0,05.

Οι αστοχίες εμφανίστηκαν σε σημαντικά διαφορετικούς μέσους κύκλους φόρτισης που κυμαίνονται μεταξύ 59.339 και 2.691.240 φορτίσεις. Οι αντίστοιχες ασκούμενες δυνάμεις έδειξαν μεγάλη διακύμανση με τιμές μεταξύ 30N και 50N. Αυτά τα αποτελέσματα μπορεί να αποδοθούν στη διαφορετική σύνθεση και κατασκευή (συνθήκες πολυμερισμού όπως θερμοκρασία και πίεση) των επιμέρους υλικών. Βρέθηκαν εμφανείς διαφορές ως προς τους ελάχιστους κύκλους αστοχίας (που κυμαίνονται από 26.766 κύκλους έως 1.076.930 κύκλους), υποδεικνύοντας διαφορετικές προγνώσεις επιβίωσης των υλικών σε κλινική εφαρμογή. Η ανάλυση των αστοχιών έδειξε ότι όλες προήλθαν από κάταγμα και δεν εμφανίστηκε θρυμματισμός. Τα δείγματα έδειξαν ακτινωτή διάδοση ρωγμών που ξεκίνησε στο σημείο φόρτισης, η οποία μπορεί να αποδοθεί σε τοπική υπερφόρτιση, ανάπτυξη ρωγμών ή μικρές πτυχές φθοράς στην περιοχή επαφής.

Στην παρούσα έρευνα, βρέθηκε μια σημαντικά θετική συσχέτιση μεταξύ της αντοχής της κάμψης και των κύκλων επιβίωσης. Με τα VG και SB, τα σύνθετα υλικά με τον υψηλότερο και το χαμηλότερο συντελεστή ελαστικότητας παρουσίασαν επίσης την υψηλότερη και αντίστοιχα τη χαμηλότερη αντοχή στην κόπωση. Αντιθέτως, δεν βρέθηκε σημαντική συσχέτιση των επιζώντων κύκλων και του συντελεστή ελαστικότητας για τα υλικά που ερευνήθηκαν. Όσον αφορά την τραχύτητα της επιφάνειας, η συσχέτιση pearson των επιζώντων κύκλων και των τιμών τραχύτητας Ra/Rz ήταν ελαφρώς θετική αλλά όχι σημαντική. Αυτό μπορεί να εξηγηθεί από το γεγονός ότι τα σύνθετα υλικά που διερευνήθηκαν περιέχουν σωματίδια πλήρωσης που είναι μεγαλύτερα από τις μετρούμενες τιμές Rz (Εικ. 42). Οι ιδιότητες των υλικών προκαλούνται σε μεγάλο βαθμό από διαφορές στη μικροδομική σύνθεση των υλικών (Εικ. 42).⁵³



Εικόνα 42. Εικόνες SEM που δείχνουν την σύνθεση και την τοπογραφία.⁵³

Σύμφωνα με τα συνολικά ευρήματα, οι μικροδομικές εικόνες του SHOFU Block HC, του υλικού με τη χαμηλότερη αντοχή στην κόπωση σε αυτήν την έρευνα, δείχνουν υψηλή κατανομή μεγέθους σωματιδίων. Ενώ, τα μπλοκ VOCO Grandio, με πιο ομοιογενή κατανομή μεγέθους σωματιδίων στη μικροδομική απεικόνιση, ήταν σε θέση να αντέξουν την κυκλική φόρτιση για μεγαλύτερο χρονικό διάστημα.

Η φόρτωση με σταδιακή αύξηση φαίνεται πλεονεκτική για την προσέγγιση της τάσης στην οποία εκτίθενται τα υλικά έμμεσης αποκατάστασης κατά την κλινική χρήση. Τα ληφθέντα δεδομένα δείχνουν σημαντική συσχέτιση με την αντοχή σε κάμψη των υλικών

που ερευνήθηκαν αλλά όχι με το μέτρο ελαστικότητας, την περιεκτικότητα πληρωτικού ή την τραχύτητα της επιφάνειας.⁵³

5. ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Η έννοια «κόπωση» αναφέρεται στην τροποποίηση των μηχανικών ιδιοτήτων του υλικού λόγω επαναλαμβανόμενης εφαρμογής τάσης/ παραμόρφωσης. Η «κόπωση» γίνεται εμφανής όταν προκαλούνται ρωγμές/αστοχίες υπό την επίδραση μιας επαναλαμβανόμενης τάσης/παραμόρφωσης, οδηγώντας σε μηχανικές συμπεριφορές που είναι συγκεκριμένες για αυτό το μοτίβο δομικής καταπόνησης. Υπάρχουν διάφορες πτυχές των αστοχιών λόγω κόπωσης οι οποίες διαφέρουν από τις αστοχίες που συμβαίνουν όταν τα υλικά εφαρμόζονται υπό στατικό ή μονοτονικό φορτίο.⁴⁴

Αναφορικά με την δοκιμασία της κόπωσης μπορούν να γίνουν οι ακόλουθες παραδοχές:^{54, 55}

- Το κύριο χαρακτηριστικό είναι ότι οι αστοχίες συμβαίνουν σε φορτία μικρότερα από την αντοχή σε θραύση του υλικού (από στατικές δοκιμές) , που σημαίνει ότι η αντοχή του υλικού είναι χαμηλότερη υπό διαλείπουσα κυκλική φόρτιση για πρόκληση αστοχίας κόπωσης σε σύγκριση με την αντοχή που συνήθως αναφέρεται από κατασκευαστές και μελέτες που χρησιμοποίησαν εφαρμογή σταθερού φορτίου.
- Η κόπωση είναι μια τυχαία διαδικασία και εξαρτάται από την ανάπτυξη και τη συνένωση των εγγενών αστοχιών του υλικού. Έτσι, οι αστοχίες αυξάνονται λόγω των τάσεων από τη διαδικασία διαλείπουσας φόρτισης στις δοκιμές κόπωσης και στη συνέχεια μειώνουν την ικανότητα της κατασκευής του υλικού να υποστηρίξει το φορτίο.
- Η κόπωση μιας κατασκευής παρουσιάζει μια ευαισθησία στα χαρακτηριστικά της επιφάνειας (ελαττώματα, επιφανειακές επεξεργασίες/ρυθμίσεις, κ.λπ.) σε σχέση με άλλες πτυχές που σχετίζονται με τη μηχανική συμπεριφορά.
- Η αντοχή του υλικού στην κόπωση πιθανότατα επηρεάζεται από άλλους τρόπους αποικοδόμησης, παρουσιάζοντας συνεργικές επιδράσεις όπως η διάβρωση μετάλλων, το οποίο είναι ένα φαινόμενο επιφανειακής υποβάθμισης που μπορεί να μειώσει την αντοχή στην κόπωση του υλικού, επιταχύνοντας τη διαδικασία αποικοδόμησής του.

Στις μονές κεραμικές μονολιθικές στεφάνες με υποστήριξη δοντιών οι ρωγμές υπό κόπωση ως επί το πλείστον προέρχονται από την εσωτερική επιφάνεια, ειδικά στη διεπιφάνεια κονιάς με στεφάνη στην περιοχή κοντά στη μασητική ζώνη που υπόκειται στο

θλιπτικό φορτίο, που είναι και αυτή με τη μεγαλύτερη συγκέντρωση εφελκυστικών τάσεων και την επιφάνεια η οποία υπόκεινται η επεξεργασία ή οι επεξεργασίες του κεραμικού πριν από τη συγκόλληση.^{56,57,58} Οι επιφανειακές επεξεργασίες είναι και αυτές που στην πραγματικότητα δημιουργούν τα επιφανειακά ελαττώματα τα οποία με τη σειρά τους έχουν ως συνέπεια την τοπική συγκέντρωση τάσεων οδηγώντας σε αστοχία υλικού. Εξίσου σημαντική είναι και η τοπογραφική αλλοίωση διότι μπορεί να επιφέρει ελαττώματα στην διεπιφάνεια της κονιάς με τη στεφάνη λόγω κακής διεϊσδυσης αυτής. Με αυτόν τον τρόπο μειώνεται η αντοχή της αποκατάστασης.^{59, 60, 61}

Χαρακτηριστικό παράδειγμα σε πείραμα που διεξήχθη ανάμεσα σε δύο διαφορετικής μικροδομής κεραμικά, ένα αστριούχο υαλοκεραμικό και ένα πολυκρυσταλλικό κεραμικό (zirconia) πριν και μετά τις συνιστώμενες επιφανειακές επεξεργασίες (χαρακτική με υδροφθορικό οξύ και τριβή αέρα με οξείδιο αλουμινίου). Οι εικόνες με ηλεκτρονικό μικροσκόπιο σάρωσης (SEM) δείχνουν αλλαγές στα τοπογραφικά χαρακτηριστικά και των δύο κεραμικών μετά από επιφανειακές επεξεργασίες. Και στα δύο υλικά επήλθε μια τοπογραφική αλλαγή με συνέπεια επιφανειακά ελαττώματα τα οποία μπορούν να συγκεντρώσουν μεγαλύτερες τάσεις οδηγώντας σε αστοχία του υλικού.⁶²

Η υπόθεση «αστοχία από την εσωτερική επιφάνεια» επιβεβαιώνεται μέσω της φρακτογραφικής ανάλυσης των σετ αποκατάστασης που απέτυχαν κλινικά. Η φρακτογραφική ανάλυση είναι επίσης σημαντική για να επιβεβαιωθεί ότι η προέλευση της αποτυχίας σε *in vitro* μελέτες είναι παρόμοιες με την αποτυχία που παρουσιάζεται στις κλινικές αποκαταστάσεις (*in vivo*).⁶²

Επιπλέον, η ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων δείχνει ότι η επιφάνεια συγκόλλησης της κεραμικής αποκατάστασης συγκεντρώνει τις υψηλότερες τάσεις εφελκυσμού που είναι υπεύθυνες για την έναρξη και τη δημιουργία πυρήνων της ρωγμής και την επακόλουθη ανάπτυξη και διάδοσή της μαζί με το υλικό.^{55, 59, 7, 61, 63, 64} Από την άλλη πλευρά, στοιχεία καταδεικνύουν ότι τα ελαττώματα στη μασητική επιφάνεια των αποκαταστάσεων και οι έντονες περιορισμένες πρόωρες επαφές μπορούν να λειτουργήσουν ως αιτία αστοχίας μονολιθικών κεραμικών αποκαταστάσεων, οδηγώντας σε αποτελέσματα που ονομάζονται αστοχίες κώνου (cone failure) ή ρωγμές κώνου Hertzian.⁶²

Οι αστοχίες του κώνου μπορεί να είναι αποτέλεσμα ελαττωμάτων επεξεργασίας του υλικού, λείανσης της μασητικής επιφάνειας λόγω προσαρμογών του σημείου επαφής, της επίδρασης της διαλείπουσας κυκλικής φόρτισης της μάσησης που προάγει την κόπωση και

της ολίσθησης του φύματος του ανταγωνιστή που δημιουργεί μια ζώνη μηχανικής καταπόνησης κατά τη διάρκεια της φόρτισης.^{65, 66, 67} Λαμβάνοντας υπόψη την ολισθαίνουσα επαφή μεταξύ των φυμάτων των ανταγωνιστών, οι αστοχίες προκύπτουν από τις πτυχές φθοράς που δημιουργούνται από την επαναλαμβανόμενη κίνηση, δημιουργώντας μερικές αστοχίες κώνου. Σε άλλες περιπτώσεις, οι μικρορωγμές προερχόμενες από την επαφή επεκτείνονται, οδηγώντας σε ασύμμετρες αστοχίες κώνου, ξεκινώντας ακριβώς από την περιοχή εφαρμογής φορτίου. Σε περιπτώσεις επίσης κακού σχεδιασμού, χωρίς επαρκή υποστήριξη ή και με έντονα αιχμηρές ακμές μπορούν να δημιουργηθούν αστοχίες θρυμματισμού-αποφλοίωσης. Ενέργειες που μειώνουν την επιφανειακή τραχύτητα είναι το φινίρισμα με λεπτόκοκκες φρέζες διαμαντιού αλλά και η στίλβωση προάγοντας μια λεία, γυαλιστερή επιφάνεια. Με αυτόν τον τρόπο μειώνονται αντίστοιχα οι κλινικές προσαρμογές, η λιγότερη συσσώρευση πλάκας και η φθορά ανταγωνιστών δοντιών- αποκατάστασης.⁶⁸

Διαφορετικοί τύποι αστοχιών μπορούν να εντοπιστούν ταυτόχρονα σε σπασμένες κεραμικές αποκαταστάσεις, οι οποίες οπτικοποιούνται μέσω της φρακτογραφικής ανάλυσης. Οι εσωτερικές και εξωτερικές αστοχίες ασύμμετρου κώνου ξεκινούν από την περιοχή πρόωρης επαφής (εντός και εκτός της ζώνης επαφής, αντίστοιχα) και επεκτείνονται στην υποεπιφάνεια. Οι εσωτερικές αστοχίες κώνου είναι χαρακτηριστικές σε διακοπτόμενα φορτία και είναι σε άμεση συνάρτηση με την παρουσία νερού, καθώς οδηγούνται μηχανικά με υδραυλική άντληση σε επιφανειακές μικρορωγμές. Επομένως θα μπορούσε να ειπωθεί ότι η στοματική κοιλότητα (ως υγρό περιβάλλον) καθορίζει την εξέλιξη αυτών των ελαττωμάτων, δρώντας άμεσα στους μηχανισμούς κατάγματος. Το νερό δρα στις αρχικές ρωγμές διασπώντας τους συνεκτικούς δεσμούς που συγκρατούν τα τοιχώματα των ρωγμών ενωμένα, και επομένως ευνοεί την ανάπτυξη ρωγμών μέσω του κεραμικού υλικού.^{65, 66}

Στοιχεία δείχνουν ότι οι αστοχίες σχετικά με μονολιθικές αποκαταστάσεις πολλαπλών μονάδων ξεκινούν από τα όρια και τις περιοχές των συνδετήρων.⁶⁹ Αυτές οι περιοχές υπόκεινται σε υψηλότερη συγκέντρωση καταπόνησης λόγω της ανατομικής διαμόρφωσης και της εμβιομηχανικής που εμπλέκονται στην κατανομή του φορτίου/τάσης μαζί με τις αποκαταστάσεις με πολλά στοιχεία που εμπλέκονται. Οι διαδικασίες στίλβωσης και εφυάλωσης ενδείκνυνται για την αποφυγή της επιβλαβούς επίδρασης από την παρουσία ρωγμών στις περιοχές που υπόκεινται σε καταπόνηση. Εκτός από τη μείωση της τραχύτητας της επιφάνειας, τα πρωτόκολλα στίλβωσης ζirkονίας μειώνουν τις τιμές για μετασηματισμό φάσης στη γυαλισμένη επιφάνεια. Επιπλέον, είναι σημαντικό να διατηρηθεί μια ανέπαφη δομή (χωρίς δομικά ελαττώματα) και επαρκές πάχος/ γεωμετρία

των συνδετήρων για να αντέχουν τα μασητικά φορτία και να διασφαλίζεται αρκετή αντοχή ώστε να αποτρέπεται η αστοχία υλικού από αυτές τις περιοχές. Είναι επίσης αναμενόμενο να υπάρχουν αστοχίες στις βλεννογόνιες επιφάνειες των συνδέσμων αφού εκεί αναπτύσσονται εφελκυστικές τάσεις κατά την κάμψη του συνδέσμου και ταυτόχρονα είναι γνωστό ότι τα υλικά έχουν μικρότερη αντοχή στον εφελκυσμό παρά στην θλίψη.⁶²

Αναφορικά με την εύθραυστη εγγενή συμπεριφορά των κεραμικών υλικών και την ευαισθησία που έχουν αυτά στη διάδοση ρωγμών έγινε προσπάθεια να αποτραπεί αυτό αναπτύσσοντας νέες μικροδομές με τρόπο τέτοιο που να βελτιωθούν οι μηχανικές ιδιότητες κόπωσης και οι μηχανισμοί σκλήρυνσης. Με αυτόν τον τρόπο αποτρέπεται η ανάπτυξη ρωγμών και συνεπώς και μια τυχόν καταστροφική αστοχία. Οι τροποποιήσεις επιπλέον των εσωτερικών επιφανειών κατά την επεξεργασία τους παρέχουν πιο τραχείς επιφάνειες και συνεπώς καλύτερη μικρομηχανική αλληλοσύνδεση και χημική αντιδραστικότητα μέσω όξινης χάραξης, αυτοχαρακτικού (self-etching μπορεί να μεταφραστεί το etching και σαν αδροποίηση;) κεραμικού primer ή λειαντικών πρωτοκόλλων και κατά συνέπεια πρόκληση φυσικής και χημικής αλληλεπίδρασης μεταξύ κεραμικών και συνδετικών παραγόντων κατά τη συγκόλληση με κόλλα.^{22, 70}

Υπάρχουν σαφείς ενδείξεις για μια σχέση μεταξύ της αλλοίωσης των επιφανειακών ελαττωμάτων με τους χρόνους/συγκεντρώσεις χάραξης υδροφθορικού οξέος και/ή με το αυτοαδροποιητικό κεραμικό primer ενός βήματος σε υαλοκεραμικά. Αν και η χρήση υδροφθορικού οξέος αναγνωρίζεται ως το τυπικό πρωτόκολλο για τη αδροποίηση, απαιτείται προσοχή λόγω της πιθανότητας τοξικότητάς του. Για παράδειγμα η έκθεση για περισσότερο από τον συνιστώμενο χρόνο μπορεί να επηρεάσει αρνητικά τις μηχανικές ιδιότητες των υαλοκεραμικών.^{64, 71, 59, 60}

Εναλλακτικά, έχει διερευνηθεί ένα αυτοαδρανοποιούμενο κεραμικό primer (Monobond Etch & Prime, Ivoclar AG), το οποίο επιτρέπει την αδροποίηση και τη σιλιανοποίηση σε ένα μόνο βήμα, λόγω της χαμηλότερης τοξικότητάς του και της απλοποίησης της τεχνικής συγκόλλησης με κόλλα. Το συγκεκριμένο primer έχει ως αποτέλεσμα λιγότερο επιθετικό τοπογραφικό σχέδιο σε σύγκριση με το υδροφθορικό οξύ και επίσης παρέχει πολλά υποσχόμενη πρόσφυση υλικών ρητίνης και μηχανική συμπεριφορά των κεραμικών με βάση το πυρίτιο. Επομένως τόσο το υδροφθορικό οξύ όσο και το primer αλλοιώνουν αισθητά την κεραμική επιφάνεια αυξάνοντας την τραχύτητα της επιφάνειας ακόμη και σε διαφορετικές εντάσεις, και επιτρέπουν την περαιτέρω διείσδυση

ενός συγκολλητικού παράγοντα που περιέχει σιλάνιο και ρητινώδη κονία. Για μη αδρανοποιημένα κεραμικά υλικά (ανθεκτικά στα οξέα), όπως πολυκρυσταλλικά υλικά με βάση το ζirkόνιο που δεν περιέχουν γυαλί, η κύρια επεξεργασία της εσωτερικής επιφάνειας είναι η τριβή αέρα με σωματίδια οξειδίου του αλουμινίου (με ή χωρίς οξείδιο του πυριτίου), με την ίδια υπόθεση προώθησης μιας πιο τραχιάς και χημικά αντιδραστικής επιφάνειας για το σύστημα συγκόλλησης.^{61, 48, 35}

Τα σωματίδια τριβής αέρα προάγουν μια μεγάλη αλλαγή στην επιφάνεια του ζirkονίου λόγω της πρόσκρουσης των σωματιδίων στο υπόστρωμα. Η τριβή με αέρα προάγει τη διάβρωση της επιφάνειας με αλλαγές στην τοπογραφία της, δημιουργώντας ανωμαλίες. Επιπλέον, η τοπική αύξηση της θερμοκρασίας κατά την πρόσκρουση των σωματιδίων οξειδίου του αργιλίου με επικάλυψη πυριτίου λιώνει το πυρίτιο στο κεραμικό, καθιστώντας δυνατή την παρατήρηση των συστάδων πυριτίου στην επιφάνεια του ζirkονίου.²⁵ Είναι σημαντικό να επισημανθεί ότι το τοπογραφικό μοτίβο μπορεί να επηρεάσει τον τρόπο με τον οποίο ο παράγοντας πρόσφυσης διεισδύει, γεμίζει τις όποιες ατέλειες και ενισχύει το κεραμικό. Αναφέρεται ότι η απόδοση κόπωσης των κεραμικών στεφανών εξαρτάται από την υπάρχουσα τοπογραφία, τον τύπο του ελαττώματος της επιφάνειας μετά την επιφανειακή επεξεργασία και τον τρόπο με τον οποίο ο παράγοντας πρόσφυσης γέμισε αυτά τα ελαττώματα. Ως εκ τούτου, μπορεί να υποθεθεί ότι η αξιολόγηση επιφανειακών επεξεργασιών που προάγουν διαφορετικές τοπογραφικές επιφανείας και μεταβάλλουν τον πληθυσμό των ελαττωμάτων είναι ένα κλινικά σημαντικό ζήτημα, καθώς μπορεί να επηρεάσει τη συμπεριφορά κόπωσης αυτών των αποκαταστάσεων και κατά συνέπεια την κλινική επιτυχία των προσθετικών.²⁶

Μια άλλη σχετική ανησυχία είναι ότι η ρητινώδης κονία πρέπει να μπορεί να διεισδύει/γεμίζει τις επιφανειακές ανωμαλίες/ελαττώματα σφραγίζοντας τις μικρορωγμές για μείωση του πληθυσμού ελαττωμάτων και αύξηση της μηχανικής συμπεριφοράς του κεραμικού υλικού. Υπό αυτή την έννοια, η ρητινώδης κονία προάγει έναν μηχανισμό ενίσχυσης από την δημιουργία ενός «υβριδικού στρώματος ρητίνης-κεραμικού» αυξάνοντας την ενέργεια που απαιτείται για την εξάπλωση του κατάγματος. Επιπλέον, το ιξώδες της ρητινώδους κονίας μπορεί να αλλάξει το δυναμικό πλήρωσής του. Με την παρουσία ενός βαθύτερου, έντονου ελαττώματος (όπως τα ελαττώματα που προάγει το υδροφθορικό οξύ), μια ρητινώδης κονία υψηλού ιξώδους έχει μεγαλύτερη ικανότητα διείσδυσης, ενώ μια ρητινώδης κονία χαμηλού ιξώδους γεμίζει καλύτερα τα μικρότερα ελαττώματα (όπως αυτά που προάγονται από το primer κεραμικού αυτοαδροποίησης).²⁶

Οι εργαστηριακές μελέτες γενικά χρησιμοποιούν στατικές δοκιμές αντοχής σε κάμψη με χρήση ράβδων ή δίσκων για την αξιολόγηση της μηχανικής αντοχής του διπυριτικού λιθίου ή των κεραμικών πολυκρυσταλλικής ζirkονίας μετά από διαφορετική διαδικασία αδροποίησης και στρατηγικές επιφανειακής επεξεργασίας. Ωστόσο, τα υλικά δεν αποτυγχάνουν σε αυτή την κατάσταση λόγω της βλάβης που προκύπτει από τη δομική απόκριση στην κυκλική φόρτιση που χαρακτηρίζει την κόπωση, όπως συμβαίνει όταν τα υλικά λειτουργούν υπό διαλείποντα μασητικά φορτία. Έτσι, οι δοκιμές κυκλικής κόπωσης συμπληρώνουν την παραδοσιακή μέθοδο στατικής δοκιμής. Επιπλέον, οι μελέτες με μονολιθικά γεωμετρικά δείγματα (ράβδοι, δίσκοι) δεν λαμβάνουν υπόψη την επίδραση της γεωμετρίας της αποκατάστασης στην κατανομή των τάσεων, τη μέθοδο κατασκευής του δείγματος, ούτε την κατάσταση συγκόλλησης των δειγμάτων και την επίδρασή τους στη συνολική μηχανική συμπεριφορά. Κατά συνέπεια, είναι δυνατόν να προβλεφθεί με μεγαλύτερη αξιοπιστία η συμπεριφορά των κεραμικών συστημάτων στο εργαστήριο χρησιμοποιώντας δείγματα γεωμετρίας που είναι πιο κοντά σε κλινικές αποκαταστάσεις ή ακόμα και κεραμικοί δίσκοι κολλημένοι με κονία σε υλικά ανάλογα με την ανθρώπινη οδοντίνη, καθώς παρουσιάζουν μια διαμόρφωση δοκιμής που αναπαράγει πιο αξιόπιστα τις αστοχίες κεραμικών υλικών που εμφανίζονται κλινικά.^{25, 28, 71, 72}

Λαμβάνοντας υπόψη αυτές τις κύριες παραδοχές που αξιολογούν τη μηχανική συμπεριφορά κόπωσης των υλικών και των κεραμικών αποκαταστάσεων, πολλά θέματα και κλινικές συνθήκες μπορούν να θεωρηθούν ως προγνωστικοί παράγοντες της μηχανικής συμπεριφοράς των αποκαταστάσεων, και συγκεκριμένα: η πρόσφυση μεταξύ διαφορετικών υποστρωμάτων, η επεξεργασία της εσωτερικής επιφάνειας των αποκαταστάσεων, το πάχος της ρητινώδους κονίας, το ιξώδες της ρητινώδους κονίας, οι εσωτερικές επεξεργασίες (λείανση με διαμαντένιες φρέζες) των αποκαταστάσεων, το φινίρισμα/γυάλισμα της κεραμικής επιφάνειας, το μέτρο ελαστικότητας του υλικού ανακατασκευής του προσθετικού πυρήνα και η ρητινώδης. Έτσι, η σωστή διαχείριση και η προσοχή σε αυτές τις καταστάσεις από τους κλινικούς γιατρούς μπορεί να επηρεάσει τη μηχανική συμπεριφορά της κεραμικής αποκατάστασης.^{48, 50, 73, 49}

Η ορθότερη πρόβλεψη των ολοκεραμικών υλικών σε εργαστηριακή δοκιμή θα πρέπει να προσομοιάζει όσο γίνεται περισσότερο τις κλινικές καταστάσεις κάτι που πρακτικά πολλές φορές είναι ανέφικτο λόγω κόστους και χρονικής διάρκειας. Για να κριθεί

επιτυχής μια αποκατάσταση πολλαπλών μονάδων η μηχανική συμπεριφορά και η σταθερότητα θεωρούνται κρίσιμες προϋποθέσεις. Για την πρόβλεψη της μέγιστης κυκλικής δύναμης που μπορεί να αντέξει μια γέφυρα χωρίς κάταγμα θα πρέπει να πραγματοποιηθούν προσομοιώσεις πεπερασμένων στοιχείων (FEM). Η ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων (FEA) δύναται να ξεπεράσει τις όποιες δυσκολίες που σχετίζονται με τις *in vitro* και *in vivo* έρευνες. Η σημασία των αποτελεσμάτων της FEA και οι μεγάλες τους τιμές στην κλινική πράξη εξαρτώνται από την ακρίβεια με την οποία η γεωμετρία, οι ιδιότητες του υλικού, η κατάσταση της διεπαφής, η υποστήριξη και η φόρτιση είναι σύμφωνα με τη φυσική πραγματικότητα.^{40, 58}

Η αντίσταση στην κόπωση των συνδέσμων εξαρτώνται από το πλάτος, το ύψος, το μήκος και αν υπάρχει επένδυση κάτι που είναι μεγάλης σημασίας για την επιβίωση μιας αποκατάστασης, μιας και πολλές μελέτες υποδεικνύουν ραγίσματα που ξεκινάνε από την ουλική μεριά του συνδέσμου. Έτσι γίνεται αντιληπτό ότι η ακτίνα σε αυτήν την περιοχή είναι σημαντική για την μείωση του φορτίου θραύσης. Κάποιες μέθοδοι προτείνουν την δημιουργία μιας ακτίνας φιλέτου, μιας στρογγυλοποίησης στην πραγματικότητα έτσι ώστε να αλλάξει η διατομή και να μειωθεί ο παράγοντας συγκέντρωσης τάσης. Οι τιμές των τάσεων εξαρτώνται από την κατεύθυνση των λοξών φορτίων και τη δεύτερη ροπή εμβαδού της γέφυρας. Όσο αυξάνεται η λοξή γωνία του φορτίου αυξάνεται και η τάση. Επίσης καλύτερα ισορροπημένη κατανομή τάσεων έχουμε όταν υπάρχει ο μεγαλύτερος δυνατός αριθμός μασητικών επαφών.⁴⁰

Νέες τεχνολογίες όπως η τρισδιάστατη εκτύπωση, στη διαδικασία κατασκευής των προσθετικών αποκαταστάσεων συμβάλλει στην ανάπτυξη της ψηφιακής οδοντιατρικής. Ωστόσο, εξακολουθούν να υπάρχουν προκλήσεις σχετικά με την τρισδιάστατη εκτύπωση οδοντιατρικών κεραμικών. Ως εναλλακτική λύση στην παραδοσιακή κατασκευή με κερί, η τρισδιάστατη εκτύπωση ενός μοντέλου στεφάνης με χρήση πολυμερούς υλικού μπορεί να υποδειχθεί σε συνδυασμό με την τεχνική του πρεσαρίσματος για την παραγωγή κεραμικών στεφάνων. Η τρισδιάστατη εκτύπωση ως μια αποτελεσματική και ελεγχόμενη διαδικασία δύναται να μειώσει τα σφάλματα που σχετίζονται με τη χειροκίνητη κατασκευή με κερί και να εξοικονομηθεί και υλικό σε σύγκριση με την αφαιρετική τεχνική CAD/CAM. Ωστόσο, καθώς αναπτύσσονται νέες τεχνολογίες και διαδικασίες, είναι σημαντικό να χαρακτηριστεί η εφαρμογή και η μηχανική συμπεριφορά των κεραμικών αποκαταστάσεων για την υποστήριξη της κλινικής τους ένδειξης.^{58, 60, 61}

Το πάχος του διακένου τόσο μασητικά όσο και αξονικά-εξαρτάται από την περιοχή και τη μέθοδο επεξεργασίας. Οι στεφάνες LD (lithium dicilicate) που παράγονται με την τεχνική του πρεσαρίσματος σε συνδυασμό με την τρισδιάστατη εκτύπωση έδειξαν μικρότερο πάχος κενού στη μασητική και μεγαλύτερο πάχος διακένου στην αξονική γωνία και την αξονική περιοχή από τις στεφάνες που παράγονται με κοπή CAD/CAM, παρά το γεγονός ότι οι κεραμικές στεφάνες κατασκευάστηκαν με το ίδιο στήριγμα.^{43, 44} Βιβλιογραφικά υπάρχουν αμφιλεγόμενα αποτελέσματα όταν συγκρίνονται αφαιρετικές και προσθετικές τεχνικές. Η σύγκριση μεταξύ των μελετών περιορίζεται από τις διαφορές στην ακρίβεια των τρισδιάστατων εκτυπωτών και των μηχανών κοπής, τον σχεδιασμό και τα υλικά, τις συνθήκες κοπής και τις φρέζες. Οι προετοιμασίες των στηριγμάτων είναι γεωμετρικά πολύπλοκες με πολλαπλές γωνίες, οι οποίες μπορούν να επηρεάσουν την ακρίβεια της αποκατάστασης.^{44, 45} Το μεγαλύτερο πάχος του διακένου στην μασητική περιοχή CAD/ CAM στεφανών LD θα μπορούσε να εξηγηθεί από τη διάμετρο των εργαλείων κοπής που οδηγεί σε ανεπιθύμητη αφαίρεση υλικού. Για τρισδιάστατα εκτυπωμένα μοτίβα, η ακρίβεια είναι πιθανό να επηρεαστεί αρνητικά από κυματιστές ή κεκλιμένες επιφάνειες, οδηγώντας σε μεγαλύτερες εσωτερικές αποκλίσεις, όπως αυτές που παρατηρούνται στις αξονικές περιοχές των στεφανών LD.⁴⁶ Μεγάλο πάχος διακένου στην μασητική περιοχή θα μπορούσε να προκαλέσει υψηλότερη συγκέντρωση τάσεων εφελκυσμού στην κεραμική επιφάνεια αποκατάστασης, ενώ ένα μικρότερο πάχος διακένου στο αξονικό τοίχωμα σχετίζεται με περιφερειακές τάσεις. Οι διαφορετικές τεχνικές επεξεργασίας οδηγούν σε διαφορετική εφαρμογή των στεφανών, αλλά οι τιμές του πάχους του διακένου είναι κλινικά αποδεκτές. Ως εκ τούτου, αναμένεται ότι οι μονολιθικές στεφάνες LD που παράγονται με κοπή ή πρεσάρισμα (σε συνδυασμό με τρισδιάστατη εκτύπωση) μπορούν να υποστηρίξουν τα μασητικά φορτία και να παρουσιάζουν καλή εσωτερική και οριακή εφαρμογή.⁴¹

Πολύ σημαντικό ρόλο στην σωστή κατανομή των τάσεων και στην αντοχή στη θραύση παίζει η ορθή εσωτερική εφαρμογή. Βάσει διαφόρων ερευνών η θερμική επεξεργασία στην οποία υπόκεινται υλικά διπυριτικού λιθίου επηρεάζουν την εσωτερική εφαρμογή αλλά όχι και την αυχενική της εφαρμογή της οποίας τα κλινικά αποδεκτά όρια είναι έως 120μm. Η μείωση της εσωτερικής εφαρμογής οφείλεται στην συρρίκνωση κατά την κρυστάλλωση. Ορισμένοι ερευνητές ανέφεραν σημαντική αύξηση της μη σωστής αυχενικής εφαρμογής λόγω κρυστάλλωσης χωρίς παρόλα αυτά να είναι εκτός κλινικά αποδεκτού ορίου.⁷¹ Η συρρίκνωση της τάξεως του 0,2-0.3% είναι αυτή που είναι και

υπεύθυνη για τις διαφορές που παρατηρούνται κατά την διαδικασία της κρυστάλλωσης. Αν και αποδεκτές μεταβολές οι κλινικοί θα πρέπει να τις λαμβάνουν υπόψη ώστε να αξιολογούν σωστά και την διαδικασία της σωστής συγκόλλησης για να έχουν την ορθότερη εφαρμογή συνεπώς και την καλύτερη αντοχή.⁴³

Μια ρητινώδης κονία πάχους 500μm συσχετίστηκε με υψηλότερες τιμές τάσεων και χαμηλότερες τιμές αστοχίας κόπωσης συγκριτικά με αστριούχες στεφάνες με μασητική κονία πάχους 50μm. Για υαλοκεραμικές στεφάνες λευκίτη αναφέρθηκε μια αντίστροφη συσχέτιση μεταξύ μασητικού χώρου για κονία και φορτίου αστοχίας κόπωσης. Πάραυτα το φορτίο αστοχίας κόπωσης δεν ήταν ιδιαίτερα διαφορετικά ανάμεσα σε στεφάνες με κονίες πάχους 50,100 και 300μm.⁴³

Όπως έχει διατυπωθεί οι δοκιμασίες κόπωσης σκοπό έχουν την καλύτερη προσομοίωση κλινικών συνθηκών εν αντιθέσει με τις μονοτονικές δοκιμές. Οι προσεγγίσεις κλίμακας, step-stress και σταδιακής πίεσης αφορούν τέτοια in vitro πειράματα. Θέλοντας να δοκιμάσουν την ιδέα του εναύσματος ενός μηχανισμού ανάπτυξης αργής ρωγμής ξεκινώντας από τα κρίσιμα ελαττώματα διάφοροι ερευνητές προσομοίωσαν τις μασητικές δυνάμεις στην κορυφή δίσκων κομμένων σε CAD/CAM εφαρμόζοντας αυξημένο φορτίο στην εξωτερική του επιφάνεια για ορισμένο αριθμό κύκλων μέχρι το κάταγμα. Παρατηρήθηκε εν γένει ότι η διαδοχική χρήση φρεζών διαμαντιού στην κοπή CAD/CAM δεν επηρέασε στατιστικά την τοπογραφία, την τραχύτητα ή την αντοχή σε κόπωση των κεραμικών δίσκων όμως επηρεάστηκε μειωτικά η τραχύτητα των φρεζών. Όσον αφορά τις φρέζες τα δεδομένα δείχνουν ξεκάθαρες ποσοτικές αλλά και σχηματικές διαφορές στη σύσταση τους από την αρχή έως το τέλος κάθε κύκλου κοπής.⁷¹ Αν και ερευνητές απέδειξαν αύξηση της επιφανειακής τραχύτητας, τα δεδομένα υποδηλώνουν ότι αυτή η φθορά συνέπεια της διαδοχικής χρήσης των φρεζών όχι μόνο δεν έχει καμία επίδραση στα χαρακτηριστικά της κεραμικής επιφάνειας (τραχύτητα και τοπογραφία), αλλά επιπλέον δεν επηρεάζει τη συμπεριφορά της κεραμικής κόπωσης, ανεξάρτητα από το στάδιο κοπής.^{72,73}

Τα Y-TZP κεραμικά λόγω της πολυκρυσταλλικής τους μικροδομής, είναι λιγότερο επιρρεπή σε ανάπτυξη αργής ρωγμής σε σχέση με τα υαλοκεραμικά όπως το διπυριτικό λίθιο.²³ Επιπλέον η κοπή των υλικών Y-TZP θεωρείται ως «μαλακή κοπή», καθώς γίνεται σε ένα στάδιο προ-συσσωμάτωσης, διαφορετικό από τη μηχανική κατεργασία των μπλοκ διπυριτικού λιθίου, η οποία είναι γνωστή ως «σκληρή κοπή» επειδή αυτά τα μπλοκ είναι ήδη πυροσυσσωματωμένα, και υποβάλλονται μόνο σε μια τελική διαδικασία κρυστάλλωσης

μετά από αυτό, συνεπώς η «σκληρή κοπή» συντελεί ευκολότερα σε ελαττώματα και πρόκληση ρωγμών.⁴⁹

Κατά την αξιολόγηση των τοπογραφικών προφίλ και των αλλαγών που προκαλούνται από επιφανειακές επεξεργασίες, είναι απαραίτητο να λαμβάνονται υπόψη περισσότερες από μία παράμετροι τραχύτητας επιφάνειας για μια σωστή αξιολόγηση αυτών των αποτελεσμάτων. Βάσει ευρημάτων, θα πρέπει να συνιστώνται ακριβέστερες μέθοδοι για την ανάλυση της τοπογραφίας επιφανείας, όπως η προφίλομετρία και η μικροσκοπία ατομικής δύναμης, καθώς είναι σε θέση να προσδιορίσουν την τραχύτητα σε νανομετρικό επίπεδο, απεικονίζοντας με λεπτομέρειες τα φαινόμενα κοπής.⁴⁷ Ένα άλλο σημαντικό εργαλείο είναι η φρακτογραφία.⁷⁴ Σύμφωνα με πειραματικές μελέτες, στις κεραμικές αποκαταστάσεις συνιστώνται αποτυχίες κατά βάση λόγω ελαττωμάτων στην εσωτερική επιφάνεια που σχετίζονται με υψηλή συγκέντρωση τάσης εφελκυσμού. Τα δεδομένα μας δείχνουν ότι το κάταγμα άρχιζε πάντα σε επιφανειακά ελαττώματα που εισήχθησαν με την κοπή CAD/CAM, σε συμφωνία με προηγούμενες μελέτες. Αυτά τα ελαττώματα οφείλονται στη διαδικασία κατασκευής και η ανάπτυξή τους εξαρτάται από την κεραμική μικροδομή. Η επανάληψη δύναμης έχει επίσης ως αποτέλεσμα την κόπωση του υλικού και τη διάδοση ρωγμών από τα ελαττώματα που δημιουργούνται κατά την επεξεργασία.⁷³

Η διαφορετική σύνθεση των υλικών αλλά και η κατασκευή τους όπως οι συνθήκες πυροσυσσωμάτωσης, θερμοκρασία και πίεση συμβάλλουν στις διαφορές μεταξύ κύκλων φόρτισης και ατομικής μέσης επιβίωσης. Οι αστοχίες σε χαμηλούς κύκλους φόρτισης δύναται να επηρεάζονται από την διαδικασία κοπής και τα επιφανειακά ελαττώματα που προέρχονται από αυτήν. Διαφορές μεταξύ ελάχιστου και μέγιστου κύκλου φόρτισης μπορεί να είναι καλός προγνωστικός παράγοντας για την ποιότητα των υλικών. Μικρές διαφορές υποδεικνύουν ένα ομοιογενές υλικό με σταθερή απόδοση. Κλινικά οι αποτυχίες δεν συμβαίνουν μόνο με άμεσο εύθραυστο κάταγμα. Συνεπώς, ο έλεγχος της αντοχής ενός υλικού στο μέγιστο φορτίο δεν είναι αρκετός ώστε να εκτιμηθεί η αντοχή του υπό κλινικές συνθήκες. Οι αποτυχίες των αποκαταστάσεων εμφανίζονται συνήθως από υποκρίσιμη ανάπτυξη ρωγμών λόγω της αργής ανάπτυξης των ρωγμών σε κρίσιμο μέγεθος. Αυτό συμβαίνει όταν εφαρμόζεται επαναλαμβανόμενη τάση χαμηλής έντασης σε ρωγμές που ξεκινούν από ελαττώματα. Έχει διαπιστωθεί ότι η φόρτιση σε υψηλές συχνότητες μπορεί να οδηγήσει στη μέτρηση υψηλότερων τιμών αντοχής. Η συχνότητα για την εφαρμογή δυναμικής φόρτισης ορίστηκε στο 1 Hz, στο εύρος της κλινικής προσομοίωσης. Έχει δειχθεί

επίσης ότι η υψηλή αντοχή σε κάμψη των σύνθετων υλικών για άμεσες αποκαταστάσεις δεν σχετίζεται απαραίτητα με υψηλή αντοχή στην κόπωση.⁵⁰

Οι ιδιότητες των υλικών προκαλούνται σε μεγάλο βαθμό από διαφορές στη μικροδομική σύνθεση των υλικών. Όσον αφορά τα σύνθετα υλικά που διερευνήθηκαν, το VG (Voco Grandio), το υλικό με την υψηλότερη αντοχή στην κόπωση έχει επίσης την υψηλότερη περιεκτικότητα σε πληρωτικό και το SB (Shofu Bloch), το υλικό με τη χαμηλότερη αντοχή σε κόπωση έχει τη χαμηλότερη περιεκτικότητα πληρωτικού. Ωστόσο, το KA (Katana) είναι το υλικό με τη δεύτερη μεγαλύτερη αντοχή στην κόπωση και έδειξε τη δεύτερη χαμηλότερη περιεκτικότητα πληρωτικού. Η συσχέτιση Pearson της αντοχής στην κόπωση και της περιεκτικότητας σε πληρωτικό ήταν ελαφρώς θετική αλλά όχι σημαντική. Η αντοχή στην κόπωση δεν εξαρτάται μόνο από την περιεκτικότητα του πληρωτικού, καθώς εδώ έχουν σημασία περαιτέρω πτυχές όπως το μέγεθος του πληρωτικού. Σε προηγούμενες μελέτες, τα σύνθετα υλικά με μεγαλύτερη κατανομή μεγέθους σωματιδίων έδειξαν καλύτερες τιμές δυσθραυστότητας (K_{IC} - fracture toughness) ενώ η χαμηλή διακύμανση του μεγέθους του πληρωτικού φαινόταν να βελτιώνει την αντίσταση στην κυκλική φόρτιση. Σύμφωνα με αυτά τα ευρήματα, οι μικροδομικές εικόνες του SHOFU Block HC, του υλικού με τη χαμηλότερη αντοχή στην κόπωση, δείχνουν υψηλή κατανομή μεγέθους σωματιδίων. Ενώ, τα μπλοκ VOCO Grandio, με πιο ομοιογενή κατανομή μεγέθους σωματιδίων στη μικροδομική απεικόνιση, ήταν σε θέση να αντέξουν την κυκλική φόρτιση για μεγαλύτερο χρονικό διάστημα.^{53,54}

Σε δοκιμές κάμψης 3 ή 4 σημείων, χρησιμοποιούνται δείγματα σε σχήμα μπλοκ και οι άκρες των δειγμάτων τέμνουν τις περιοχές που εκτίθενται στη μέγιστη τάση. Αυτό είναι σημαντικό γιατί τα ελαττώματα κατά μήκος αυτών των άκρων, π.χ. από την επεξεργασία του δείγματος, μπορεί ενδεχομένως να προκαλέσουν ακούσιες αστοχίες και ως εκ τούτου να μειώσουν την εγκυρότητα της μέτρησης. Η δοκιμή διαξονικής αντοχής σε κάμψη είναι ευνοϊκή, καθώς μια μεγάλη επιφάνεια εκτίθεται σε τάση και αυτή η περιοχή δεν επικαλύπτει τις άκρες των δειγμάτων. Η διαξονική τάση είναι τυπική για διάφορους τύπους τάσης που εμφανίζονται σε κλινική εφαρμογή, συμπεριλαμβανομένων των αλλαγών θερμοκρασίας. Άλλα πλεονεκτήματα είναι η απλή προετοιμασία του δείγματος και η ευκαιρία εξέτασης δειγμάτων χαμηλού πάχους και διαμέτρου. Ωστόσο, όπως στις δοκιμές κάμψης 3 και 4 σημείων, η μέγιστη τάση εφαρμόζεται κατά μήκος της επιφάνειας και τα ελαττώματα εντός του όγκου θα έχουν μικρό αντίκτυπο στα αποτελέσματα.^{37,38}

6. Συμπεράσματα

- Το ρητινώδες νανοκεραμικό (RNC-Resin Nano Ceramic) παρουσιάζει σημαντικά πλεονεκτήματα σε σύγκριση με τα άλλα υλικά όπως μειωμένο χρόνο κοπής και μικρότερη φθορά στις φρέζες κοπής κάτι που συνεπάγεται πιο ακριβή περιθώρια στον αυχένα. Επιπλέον δεν χρειάζεται όπτηση ή στίλβωση και είναι αρκετά φιλικό σε σχέση με τη φθορά των ανταγωνιστών αλλά όχι τόσο όσον αφορά τη φθορά του ίδιου του υλικού που ήταν μεγαλύτερη .
- Πειραματικές εργασίες πάνω στην αντοχή κόπωσης των ολοκεραμικών στεφανών και σε σύγκριση προς τις στεφάνες ρητινώδους νανοκεραμικού (RNC), έχει διατυπωθεί η άποψη ότι οι οπίσθες στεφάνες RNC και LD (διπυριτικού λιθίου) παρουσιάζουν αυξημένη αντοχή στην κόπωση σε αντίθεση με τις στεφάνες από αστριούχου υαλοκεραμικού (FEL). Επιπλέον οι στεφάνες RNC παρουσίασαν μικρότερη φθορά από τις LD και FEL, κατά την επαναλαμβανόμενη φόρτιση (καταπόνηση) από την μεταλλική σφαίρα - ανταγωνιστή.
- Οι μονολιθικές στεφάνες νανοκεραμικής ρητίνης (RNC) και διπυριτικού λιθίου (LD) παρουσιάζουν συγκρίσιμη αντοχή στην κόπωση, γεγονός που υποδηλώνει ότι οι στεφάνες RNC μπορούν να είναι μια εναλλακτική θεραπεία για οπίσθιες περιοχές. Σε υλικά που δοκιμάστηκαν παρουσιάστηκαν διαφορετικοί τρόποι βλάβης: η νανοκεραμική ρητίνη φαίνεται να είναι πιο ευαίσθητη σε ακτινωτές ρωγμές που προκαλούνται από κάμψη, ενώ οι στεφάνες από διπυριτικό λίθιο παρουσίαζαν ακτινωτές και εσωτερικές κωνικές ρωγμές.
- Από την σύγκριση της διάρκειας στην κόπωση μεταξύ των στεφανών LD (Lithium Disilicate –διπυριτικού λιθίου) και PIC (Polymer Infiltrated Ceramic-κεραμικό διηθούμενο από πολυμερές) έχειδειχθεί ότι στο LD αναπτύσσεται μεγαλύτερη τάση εφελκυσμού από ότι στο PIC. Αυτός ήταν και ο λόγος που το PIC επέδειξε μεγαλύτερη αντοχή στην κόπωση. Δείχθηκε επίσης ότι είχανε κοινή αστοχία στην κεντρική αύλακα καθώς και ότι το PIC φάνηκε να έχει μεγαλύτερη διάρκεια σε μασητικούς κύκλους.
- Ανάμεσα σε δοκίμια ζirkονίου που υπέστησαν επιφανειακή επεξεργασία με ύαλο και πυρίτιο και σε δοκίμια ζirkονίου χωρίς επιφανειακή επεξεργασία υάλου την μεγαλύτερη αντοχή στην κόπωση έδωσαν τα δοκίμια με την επιφανειακή επεξεργασία με ύαλο.

- Η αντοχή στην κόπωση τριών μονάδων γεφυρών από ζirkόνιο ήταν σημαντικά υψηλότερη από εκείνη από διπυριτικό λίθιο. Οι μονολιθικές γέφυρες 3 μονάδων από ZC (zirconia cercon) έχουν ανώτερη απόδοση κόπωσης σε σύγκριση με αυτές που κατασκευάζονται από διπυριτικό λίθιο - LD (Lithium disilicate). Τα ποσοστά επιβίωσης των μονολιθικών από ZC είναι συγκρίσιμα με τις μεταλλοπορσελάνες όταν το μέγεθος του συνδετήρα έχει σχεδιαστεί προσεκτικά. Η διάρκεια κόπωσης της γέφυρας ζirkονίας ήταν περίπου τρεις φορές μεγαλύτερη από αυτές τις γέφυρες που κατασκευάζονταν από LD. Ως εκ τούτου, το ζirkόνιο θα πρέπει να επιλέγεται έναντι του διπυριτικού λιθίου ως ασφαλέστερο υλικό για γέφυρα και ιδιαίτερα στην περιοχή των οπισθίων δοντιών.
- Αναφορικά με την επίδραση της σχεδίασης στην αντοχή κόπωσης των ολοκεραμικών αποκαταστάσεων δείχθηκε ότι το μειωμένο μέγεθος συνδέσμου επιφέρει σημαντική μείωση της αντοχής στην κόπωση. Ικανοποιητικά μεγέθη συνδέσμων είναι πολύ σημαντικά για τη μακροζωία των αποκαταστάσεων. Επομένως, θα πρέπει να ακολουθούνται οι συστάσεις του κατασκευαστή. Προβλέπεται σημαντική μείωση της αντοχής σε κόπωση για μειωμένο μέγεθος συνδετήρα.
- Ο τρόπος φόρτισης των ολοκεραμικών αποκαταστάσεων στην στοματική κοιλότητα είναι «χαοτικός» (σε κάθε μασητικό κύκλο ασκείται διαφορετικό φορτίο, με διαφορετική διεύθυνση και μέτρο και σε διαφορετικό σημείο εφαρμογής). Εν τούτοις πλήρως ελεγχόμενα πειράματα αντοχής σε κόπωση επί ολοκεραμικών αποκαταστάσεων έχουν δείξει ότι οι υψηλότερες κύριες τάσεις (μέγιστες αναπτυσσόμενες τάσεις) βρίσκονται πάντα στον απομακρυσμένο σύνδεσμο σε σχέση με το σημείο εφαρμογής του φορτίου μιας μονολιθικής γέφυρας.
- Οι πολυκρυσταλλικές αποκαταστάσεις (Trans YZ) προσαρτημένες με κονία πάνω σε ανάλογο οδοντίνης έχουν καλύτερη απόδοση σε συνθήκες κόπωσης όπως και τα κεραμικά διπυριτικού λιθίου ενισχυμένα με κόκκους ζirkονίας (ZLS - Zirconia Lithium Silicate). Αυτές οι αποκαταστάσεις έδωσαν καλύτερες ιδιότητες από αυτές του διπυριτικού λιθίου (LD - Lithium Disilicate). Η διαφορά στην απόδοση κόπωσης πιθανόν να οφείλεται στις διαφορές στην μικροδομή των υλικών (σύνθεση, διάταξη και τοπογραφικά χαρακτηριστικά επιφάνειας από την επεξεργασία και τις επιφανειακές επεξεργασίες).
- Το υπό διερεύνηση υαλοκεραμικό διπυριτικού λιθίου CAD-CAM οδήγησε σε μονολιθικές στεφάνες εντός κλινικά αποδεκτών επιπέδων εσωτερικής και αυχενικής εφαρμογής (κάτω από 120μm). Επίσης η συμπεριφορά κόπωσης των διπυριτικών λιθίων με τα εμπορικά

ονόματα Rosetta SM και του T-lithium ήταν παρόμοια με αυτή του τυπικού IPS e.max CAD. Τέλος εξήχθη το συμπέρασμα ότι η κρυστάλλωση είχε ως αποτέλεσμα την μείωση του αξονικού εσωτερικού χώρου για το στρώμα της κονίας.

- Ανάμεσα σε τρία διαφορετικά σύνθετα υλικά για CAD/CAM όλα τα δείγματα εμφάνισαν βλάβη από κόπωση στην περιοχή της μασητικής επαφής με τον ανταγωνιστή σε θέση κεντρικής σύγκλισης. Τα LU, BC και CS (εμπορικές ονομασίες : Lava Ultimate, 'LU', Brilliant Crios'BC', Cerasmart, 'CS') που είναι πολυμερές με προσθήκη ναοκεραμικών σωματιδίων, εμφάνισαν σημαντικά μεγαλύτερη επιφάνεια χωρίς ζημιά σε σύγκριση με τα VE (Vita Enamic, κεραμικό δίκτυο διηθημένο με πολυμερή ή κατά άλλους κεραμικό και πολυμερές δίκτυο σε διαπλοκή) και EM (IPS e.max CAD) που είναι διπυριτικό λίθιο. Οι σύνθετες στεφάνες CAD/CAM εμφάνισαν σημαντικά μικρότερη ζημιά λόγω κόπωσης, ιδιαίτερα εάν το σύστημα κόλλησης ήταν φωτοπολυμερισμένο.
- Συνοπτικά εξάγεται το συμπέρασμα ότι δεν παρατηρήθηκε μείωση στα όρια αντοχής ή κόπωσης του Y-TZP μετά από επιφανειακές επεξεργασίες. Η αεροτριβή οδήγησε σε μεγαλύτερη αντοχή σε κάμψη, πιθανώς λόγω μετασχηματισμού της τετραγωνικής φάσης σε μονοκλινική (άρα εισαγωγή επιφανειακών θλιπτικών τάσεων) και αύξησαν την αντοχή σε κόπωση, ενώ η αξιοπιστία ήταν παρόμοια με τις άλλες ομάδες. Το φαινόμενο μετασχηματισμού φάσης δημιουργεί ένα επιφανειακό στρώμα συμπίεσης (θλιπτικών επιφανειακών τάσεων), ως συνέπεια της αύξησης του όγκου του κρυστάλλου ζirkονίας κατά 4-5%, οδηγώντας σε ένα πιο σκληρό επιφανειακό στρώμα και κατά συνέπεια υψηλότερες τιμές αρχικής αντοχής σε κάμψη.
- Η εφαρμογή μιας λεπτής στρώσης γυαλιού δεν αύξησε την αντοχή σε κάμψη του Y-TZP αλλά τροποποίησε ελαφρά τη συμπεριφορά κόπωσης του. Για όλες τις ομάδες που ελέχθησαν, τα όρια κόπωσης μειώθηκαν όταν αυξήθηκε ο αριθμός των κύκλων μέχρι τους 10⁵.
- Κατόπιν δοκιμής διαξονικής κάμψης και διαξονικής καμπτικής κόπωσης εξήχθησαν τα συμπεράσματα ότι το τρόχισμα της επιφάνειας της ζirkονίας με λεπτές διαμαντόφρεζες με το χέρι πριν την σύντηξη είναι παρόμοια μέθοδος τροχίσματος με αυτήν του συστήματος CAD/CAM . Εάν δεν προσομοιωθεί η επιφάνεια του Y-TZP όμοια με του κοπτικού οι μηχανικές ιδιότητες μπορεί να παρερμηνευτούν. Ερευνητές ανέφεραν ότι η τραχύτητα της επιφάνειας μπορεί να παίζει καθοριστικό ρόλο στην αντοχή των κεραμικών, συνήθως με αρνητική συσχέτιση με την αντοχή στην κάμψη (μεγαλύτερη τραχύτητα παράγει χαμηλότερη αντοχή σε κάμψη) και την αντοχή στην κόπωση. Τα ευρήματά της παρούσης

έρευνας το επιβεβαιώνουν, καθώς τα δεδομένα τραχύτητας και τα αντίστοιχα μονοτονικά δεδομένα κάμψης για όλες τις συνθήκες που δοκιμάστηκαν έδειξαν σημαντική αρνητική συσχέτιση μεταξύ αυτών των μεγεθών, δηλαδή όσο αυξάνεται η επιφανειακή τραχύτητα τόσο μειώνεται η αντοχή κάμψης και η αντοχή κόπωσης.

- Η κατεργασία κοπής CAD/CAM εισήγαγε ελαττώματα στην κεραμική επιφάνεια επηρεάζοντας έτσι αρνητικά την καμπτική αντοχή κόπωσης των κεραμικών με διαφορετικές μικροδομές και οδήγησε σε υψηλότερες τιμές τραχύτητας, σε σύγκριση με τις ομάδες όπου τα ελαττώματα αφαιρέθηκαν με λείανση. Η μεγαλύτερη μείωση της αντοχής σε κόπωση λόγω μηχανικής κατεργασίας παρατηρήθηκε στο Y-TZP (40%), ακολουθούμενο από το διπυριτικό λίθιο (33%) και το υαλοκεραμικό λευκίτη (29%), υποδηλώνοντας ότι είτε η κατεργασία κοπής μερικώς συντηγμένων κεραμικών, είτε η κατεργασία πλήρως πυροσυσσωματωμένων κεραμικών μπορεί να είναι επιβλαβής για την αντοχή τους στην κάμψη. Η κατανόηση των επιπτώσεων της μηχανικής κατεργασίας CAD/CAM στη μηχανική συμπεριφορά κεραμικών με διαφορετικές μικροδομές είναι υψίστης σημασίας καθώς επηρεάζεται η αντοχή σε θραύση και η αντοχή σε κόπωση.
- Η φόρτιση των σύνθετων υλικών CAD/CAM με σταδιακή αύξηση, δηλαδή τα δείγματα φορτώθηκαν με μια σταδιακά αυξανόμενη δύναμη κύκλου μέχρι να σημειωθεί αστοχία φαίνεται πλεονεκτική για την προσέγγιση της τάσης στην οποία εκτίθενται τα υλικά προσθετικών αποκαταστάσεων κατά την κλινική χρήση.

ΣΥΝΟΠΤΙΚΟΣ ΠΙΝΑΚΑΣ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑΣ

| ΑΡΘΡΟ | ΣΥΓΓΡΑΦΕΑΣ | ΣΚΟΠΟΣ | Υλικά – Μέθοδοι | ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ |
|-------------------------------|--------------------|---|---|---|
| Fatigue resistance of CAD/CAM | Carvahlo A. et all | Αξιολόγηση αντοχής στην κόπωση, τρόπου αστοχίας και φθορά ανταγωνιστή | Στεφάνες πλήρους περιγράμματος ναοκεραμικής ρητίνης, αστριούχου | Οι στεφάνες RNC και LD είχαν υψηλότερη αντοχή από τις FEL. Όλα τα υλικά επιβίωσαν πέρα από το κανονικό εύρος των μασητικών δυνάμεων. Το RNC |

| | | | | |
|--|----------------------|---|---|---|
| complete crowns - 2014 | | | υαλοκεραμικού και διπυριτικού λίθιο. Κυκλική ισομετρική φόρτιση | έχει σημαντικά κλινικά και πρακτικά πλεονεκτήματα σε σχέση με το LD. |
| Numerical fatigue analysis of premolars restored by CAD/CAM ceramic crowns – 2018 | Homaei Ehsan et all. | Εκτίμηση διάρκειας κόπωσης χρησιμοποιώντας αριθμητική μέθοδο. | Ψηφιοποιημένος προγόμφιος από διπυριτικό λίθιο και PIC . Λογισμικά IA-FEMesh - Abaqus | Η περιοχή επαφής και η κεντρική αύλακα ήταν περιοχές μέγιστης κύριας τάσης. Η μέγιστη διατμητική τάση εμφανίστηκε στην περιοχή του βάθρου. |
| Effects of two grading techniques of zirconia materials on the fatigue limit of full contour 3 unit FDP – 2017 | Villefort RF et all. | Αξιολόγηση δύο τεχνικών ταξινόμησης υλικού ζirkονίας στο όριο κόπωσης. | Γέφυρες 3 μονάδων πλήρους περιγράμματος-Επιφανειακή διήθηση πυριτίου και γυαλιού . | Η διήθηση βελτίωσε το όριο κόπωσης σε σχέση με την γυαλισμένη μονολιθική ζirkονία. |
| Fatigue resistance of all ceramic FPD- fatigue tests and FEA- 2018 | Heintze S.D et all. | Εκτίμηση αντοχής κόπωσης ενός ημιδιαφανούς υλικού ζirkονίας σε σύγκριση με το διπυριτικό λίθιο. | Γέφυρες 3 μονάδων από ημιδιάφανο ζirkονίο και διπυριτικό λίθιο– Δυναμική κυκλική φόρτιση– Μοντέλο weibull | Η αντίσταση κόπωσης της ημιδιαφανούς ζirkονίας ήταν υψηλότερη από αυτή του διπυριτικού λίθιου. Η μείωση του μεγέθους του συνδέσμου μειώνει την αντοχή στην κόπωση. Το FEM είναι ένα αξιόπιστο εργαλείο πρόβλεψης μηχανικής σταθερότητας των αποκαταστάσεων. |
| Fatigue survival and damage modes of lithium Disilicate and resin nanoceramic crowns – 2018 | Ferruzzi et all | Αξιολόγηση αντοχής κόπωσης και των τρόπων αστοχίας μονολιθικών οπισθίων στεφανών διπυριτικού λίθιου και ναοκεραμικής. | Κατασκευάστηκαν είκοσι έξι στεφάνες από ναοκεραμικό (RNC)(n=13) και διπυριτικό λίθιο (LD) (n=13) και υποβλήθηκαν σε κυκλική φόρτιση 2 εκατομμύρια κύκλους. Τα σωζόμενα δείγματα ενσωματώθηκαν σε εποξική ρητίνη, γυαλίστηκαν και αναλύθηκαν οι υποεπιφανειακές ζημιές. Τα δείγματα που παρουσίαζαν κατάγματα ή σοβαρές υποεπιφανειακές βλάβες θεωρήθηκαν ως αστοχίες. Τα δεδομένα επιβίωσης υποβλήθηκαν σε test Fisher και οι | Οι μονολιθικές στεφάνες ναοκεραμικής ρητίνης και διπυριτικού λίθιου παρουσίασαν συγκρίσιμη αντοχή στην κόπωση, γεγονός που υποδηλώνει ότι οι στεφάνες RNC μπορούν να είναι μια εναλλακτική θεραπεία για οπίσθιες περιοχές. Τα υλικά που δοκιμάστηκαν παρουσίασαν διαφορετικούς τρόπους βλάβης: η ναοκεραμική ρητίνη φαίνεται να είναι πιο ευαίσθητη σε ακτινωτές ρωγμές που προκαλούνται από κάμψη, ενώ οι στεφάνες από διπυριτικό λίθιο παρουσίαζαν ακτινωτές και εσωτερικές κωνικές ρωγμές. Αν και ευδιάκριτοι, και οι δύο τρόποι ζημιάς έδειξαν ότι μπορεί να προκαλέσουν αστοχία λόγω ογκώδους θραύσης σε μονολιθικές στεφάνες LD και RNC |

| | | | | |
|---|--|---|---|--|
| | | | τρόποι βλάβης υποβλήθηκαν σε δοκιμή Mann-Whitney | |
| Fatigue resistance of 3unit CAD CAM ceramix fixed partial dentures : An FEA study – 2022 | Bataineh K., Janaideh M., Aby Naba L. | Υπολογισμός διάρκειας κόπωσης αποκαταστάσεων 3 μονάδων από ζirkονία και διτυριτικό λίθιο. Επίδραση μεγέθους συνδετήρα. | Κατασκευάστηκαν δύο μοντέλα ένα ολοκεραμικό 3 μονάδων και ένα από μεταλλοπορσελάνη. Εκτελέστηκε ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων (FEA). Χρησιμοποιήθηκε μια ημισφαιρική εσοχή για την προσομοίωση του μασητικού φορτίου. | Η θέση αποτυχίας για το μονολιθικό βρισκόταν πάντα στον απομακρυσμένο σύνδεσμο. Το μέγεθος του συνδετήρα έπαιξε καθοριστικό ρόλο στην μακροπρόθεσμη επιβίωση. Η αντίσταση κόπωσης προβλέφθηκε να είναι 670 N για το ZC με μέγεθος συνδετήρα 4×3 mm, ενώ ήταν μόλις 226 N για το LD. Όσον αφορά τη μεταλλοπορσελάνη, η FEA προβλέπει ότι η αντοχή στην κόπωση μπορεί να φτάσει έως και 770 N. Κάτω από φορτίο των 670 N, η διάρκεια ζωής της ζirkονίας με συνδετήρα μεγέθους 4×3 mm ήταν 2,23×106 κύκλους ενώ επέζησε μόνο 3,1×105 κύκλους όταν ο σύνδεσμος μειώθηκε στο 3,5×2,5 χλστ. Η γωνία του λοξού φορτίου έχει σημαντική επίδραση στην κατανομή της τάσης. Τα μονολιθικά από ZC έχουν ανώτερη απόδοση κόπωσης σε σύγκριση με αυτά που κατασκευάζονται από LD. Η διάρκεια κόπωσης της ζirkονίας ήταν περίπου τρεις φορές μεγαλύτερη από αυτή από LD με μέγεθος συνδετήρα 4 mm×3 χλστ. Τα ποσοστά επιβίωσης των ZC είναι συγκρίσιμα με την μεταλλοπορσελάνη. |
| CAD/CAM versus 3D printing/ pressed lithium dicilicate monolithic crowns : Adaptation and fatigue behavior 2022 | Rodrigo Ottoni, Susana Salazar Marocho, Jason Griggs, Marcia Borba | Αξιολόγηση της προσαρμογής και της συμπεριφοράς κόπωσης μονολιθικών στεφάνων πρεσσαριστού υαλοκεραμικού διτυριτικού λιθίου (LD) (σε συνδυασμό με τρισδιάστατη εκτύπωση) και τεχνικές κοπής CAD/CAM (έλεγχος). | Τριάντα παρασκευάσματα κολοβάματος παρήχθησαν και σαρώθηκαν με εξωστοματικό σαρωτή. Με χρήση λογισμικού CAD σχεδιάστηκε ένας προγόμφιος και κόπηκε με μπλοκ LD χρησιμοποιώντας σύστημα CAD/CAM. Για τα πρεσσαριστά οι στεφάνες εκτυπώθηκαν αρχικά σε 3D με χρήση πολυμερούς υλικού και εκτελέστηκε το πρωτόκολλο θερμικής συμπίεσης. Έπειτα σαρώθηκαν χρησιμοποιώντας μικρο-CT. Το τεστ κόπωσης διεξήχθη σε | Η κοπή CAD/CAM οδήγησε σε μεγαλύτερο πάχος διακένου στην μασητική περιοχή και μικρότερο πάχος διακένου στην αξονική γωνία και την αξονική περιοχή από τα πρεσσαριστά. Η πιθανότητα αστοχίας ήταν παρόμοια για στεφάνες που παράγονται με κοπή και πρεσάρισμα σ CAD/CAM. Ο πιο συχνός τρόπος αποτυχίας ήταν η ακτινωτή ρωγμή. Οι στεφάνες LD που παρήχθησαν χρησιμοποιώντας τον συνδυασμό τεχνικής τρισδιάστατης εκτύπωσης/πρεσαρίσματος έδειξαν παρόμοια συμπεριφορά κόπωσης με την ομάδα ελέγχου που κόπηκε με CAD/CAM και οδήγησε σε μικρότερο πάχος διακένου στην μασητική περιοχή. |

| | | | | |
|---|--|--|---|---|
| | | | <p>μια γενική μηχανή δοκιμών MTS. Οι αστοχίες εντοπίστηκαν με ένα ακουστικό σύστημα και επιβεβαιώθηκαν με τεχνική φωτισμού. Για την ανάλυση των δεδομένων κόπωσης χρησιμοποιήθηκε μια αθροιστική κατανομή βλάβης-Weibull (95% CI). Τα δεδομένα πάχους διάκενου αναλύθηκαν χρησιμοποιώντας τις δοκιμές Kruskal-Wallis και Student-Newman-Keuls ($\alpha=0,05$).</p> | |
| <p>Fatigue performance of adhesively luted glass or polycrystalline CAD/CAM monolithic crowns. – 2021</p> | <p>Alves D., Cadore Rodrigues A. C., Prochnow C., Augusto de Lima Burgo T., Spazzin A.O., Bacchi A., Valandro L. F., Pereira Rocha G. K.</p> | <p>Αξιολόγηση και σύγκριση της απόδοσης κόπωσης μονολιθικών στεφανών που κατασκευάζονται από γυαλί ή πολυκρυσταλλικά κεραμικά συστήματα CAD-CAM κολλημένα σε ανάλογο οδοντίνης</p> | <p>Πενήντα τέσσερα ζεύγη τυποποιημένων παρασκευασμάτων αναλόγου οδοντίνης και απλοποιημένες κεραμικές στεφάνες κατασκευάστηκαν με 3 κεραμικά υλικά: διπυριτικό λίθιο (LD), πυριτικό λίθιο ενισχυμένο με ζirkονία (ZLS) και ημιδιάφανη πολυκρυσταλλική ζirkονία πλήρως σταθεροποιημένη με ύτριο (Trans YZ). Οι στεφάνες κολλήθηκαν πάνω στα κολοβώματα και υποβλήθηκαν σε δοκιμασία σταδιακής καταπόνησης. Τα δεδομένα που συλλέχθηκαν υποβλήθηκαν σε ανάλυση επιβίωσης με τις δοκιμές post hoc Kaplan-Meier και Mantel-Cox ($\alpha=.05$) και στην ανάλυση Weibull. Οι αποτυχημένες στεφάνες υποβλήθηκαν σε φρακτογραφική ανάλυση.</p> | <p>Οι στεφάνες Trans YZ παρουσίασαν τις υψηλότερες τιμές FFL, CFF και ποσοστά επιβίωσης, ακολουθούμενες από τις ZLS και LD. Ο συντελεστής Weibull και το πάχος της κονιάς ήταν παρόμοια για όλα τα υλικά που δοκιμάστηκαν. Η LD παρουσίασε την πιο τραχιά εσωτερική επιφάνεια, ακολουθούμενη από το ZLS. Οι εσωτερικές επιφάνειες LD και ZLS παρουσίασαν επίσης υψηλότερη φράκταλ διάσταση, υποδεικνύοντας μια πιο περίπλοκη τοπογραφία επιφάνειας. Οι μονολιθικές στεφάνες CAD-CAM Trans YZ δείχνουν την καλύτερη απόδοση κόπωσης. Επιπλέον, οι ZLS παρουσίασαν καλύτερη απόδοση από τις LD.</p> |

| | | | | |
|---|--|--|---|--|
| Fit and fatigue behavior of CAD/CAM lithium dicilicate crowns – 2023 | Alves Garcia William, Brum Souza Luiza Freitas, Rocha Pereira Gabriel Kalil, Valandro Luiz Felipe, Kapczinski Pereira Myriam, Mengatto Machado Cristiane, Fraga Sara | Σύγκριση της εφαρμογής και συμπεριφοράς κόπωσης δύο υλικών διτυριτικού λιθίου CAD-CAM με το πρότυπο κεραμικό IPS e.max CAD και να διερευνηθεί η επίδραση της θερμικής επεξεργασίας για κρυστάλλωση στην εφαρμογή της στεφάνης. | Μονολιθικές στεφάνες (n=15) κόπηκαν από 3 διτυριτικά λιθίου CAD-CAM: IPS e.max CAD (Ivoclar AG), Rosetta SM (Hass) και T-lithium (Shenzhen Upcera Dental Technology). Η αυχενική και η εσωτερική εφαρμογή αξιολογήθηκαν με τη τεχνική αντιγραφής πριν και μετά την κρυστάλλωση και η συμπεριφορά κόπωσης των στεφανών αξιολογήθηκε με τη μέθοδο step-stress. Η one-way ANOVA και η δοκιμή Tukey χρησιμοποιήθηκαν για τη σύγκριση της εφαρμογής μεταξύ των υλικών. Το φορτίο αστοχίας κόπωσης αξιολογήθηκε με τις δοκιμές Kaplan-Meier και Mantel-Cox. Η επίδραση της κρυστάλλωσης στην εφαρμογή αξιολογήθηκε με t-test. | Η αυχενική εφαρμογή ήταν διαφορετική μεταξύ του IPS e.max CAD (74Mm) και Rosetta SM (63MM). Το T-Lithium ήταν παρόμοιο με τα άλλα κεραμικά (68MM). Ο μασητικός εσωτερικός χώρος ήταν παρόμοιος μεταξύ όλων των υλικών (P=.69). Τα φορτία αστοχίας κόπωσης του Rosetta SM (1160 N) και του T-lithium (1063 N) ήταν παρόμοια με το IPS e.max CAD (1082 N). Το φορτίο αστοχίας κόπωσης της Rosetta SM ήταν υψηλότερο από αυτό του T-λιθίου (P=.04). Η κρυστάλλωση μείωσε τον αξονικό εσωτερικό χώρο όλων των υλικών (P.05). Η συμπεριφορά εφαρμογής και κόπωσης του Rosetta SM και του T-lithium ήταν παρόμοια με εκείνη του IPS e.max CAD. Η κρυστάλλωση μείωσε τον εσωτερικό χώρο των στεφάνων. |
| Monitoring fatigue damage in different CAD/CAM materials : A new approach with optical coherence tomography | Schlenz M.A., Skrotch M., Schmidt A., Rehmann P., Wostmann B. | Διερεύνηση της βλάβης από κόπωση παρακολουθούμενη με οπτική τομογραφία συνοχής (OCT). | 48 στεφάνες κόπηκαν από έξι διαφορετικά υλικά CAD/CAM και κολλήθηκαν σε ανθρώπινα δόντια. Παλαιώθηκαν τεχνητά σε προσομοιωτή κίνησης στόματος και ερευνηθήκαν με φασματική περιοχή. Μετά τα δείγματα κόπηκαν και αναλύθηκαν με μικροσκόπιο φωτός ώστε να γίνει η σύγκριση των 2 μεθόδων. | Δεν σημειώθηκε αποτυχία με τον προσομοιωτή όμως όλα τα δείγματα εμφάνισαν ζημιά από κόπωση. Όλα τα υλικά παρουσίασαν σχηματισμό ραγμών μετά τους 250.000 κύκλους. Λόγω της ρηχής διείσδυσης του φωτός του OCT η ζημιά στην εξωτερική επιφάνεια μπόρεσε να εμφανιστεί μόνο με μικροσκόπιο φωτός. |
| Fatigue damage of monolithic | Schlenz M.A., Schmidt A., | Ανάλυση βλάβης λόγω κόπωσης μονολιθικών | Σχεδιάστηκαν στεφάνες τριών διαφορετικών σύνθετων μπλοκ | Όλα τα δείγματα εμφάνισαν βλάβη από κόπωση στην περιοχή της μασητικής επαφής. Τα LU, BC και CS εμφάνισαν |

| | | | | |
|---|--|--|---|---|
| posterior CAD/CAM crowns – 2019 | Rechmann P., Wostmann B. | CAD/CAM υλικών μετά από φόρτωση με υψηλές μασητικές δυνάμεις σε τυποποιημένες οπίσθιες στεφάνες σε προσομοιωτή στοματικής κίνησης. | CAD/CAM (Lava Ultimate, 'LU', Brilliant Crios'BC', Cerasmart, 'CS'), (Vita Enamic, 'VE') και μια ομάδα ελέγχου κεραμικών διπυριτικού λιθίου (IPS e.max CAD, 'EM'). Τα μισά από τα δείγματα υπέστησαν φωτοπολυμερισμό («LC») και τα άλλα χημικό πολυμερισμό («CC»). Δυναμική κυκλική φόρτιση μεταξύ 50–500N για περίοδο 1 εκατομμυρίου κύκλων. Τεμαχισμός δειγμάτων και μέτρηση με ψηφιακό μικροσκόπιο (Zeiss). Τα δεδομένα υποβλήθηκαν σε δοκιμή Tukey. | σημαντική μεγαλύτερη επιφάνεια χωρίς ζημιά σε σύγκριση με τα VE και EM ($p < 0,05$). Το EM και το VE έδειξαν πρόσθετες ακτινωτές ρωγμές στη διεπιφάνεια κονιάς και στους δύο τρόπους πολυμερισμού, ενώ τα LU, BC και CS έδειξαν μόνο ακτινωτές ρωγμές με κονία που πολυμερήστηκε χημικά. Οι μονολιθικές σύνθετες στεφάνες CAD/CAM εμφάνισαν σημαντικά μικρότερη ζημιά λόγω κόπωσης, ιδιαίτερα εάν το σύστημα κόλλησης ήταν φωτοπολυμερισμένο. |
| Fatigue behavior of Y-TZP ceramic after surface treatments – 2016 | Amaral M., Cesar P. F., Bottino M. A., Lohbauer U., Valandro L. F. | Αξιολόγηση της επίδρασης τριών επιφανειακών επεξεργασιών στη διαξονική αντοχή σε κάμψη και του ορίου κόπωσης ενός κεραμικού Y-YZP. | Παρήχθησαν δείγματα σε σχήμα δίσκου και εξετάστηκαν τρεις συνθήκες επιφάνειας: CT (ως πυροσυσσωματωμένη, χωρίς επεξεργασία), GL (λεπτή στρώση ύαλου) και AA (αεροτριβή με 30μm σωματίδια πυριτίου). Πραγματοποιήθηκαν προφίλομετρικές αναλύσεις και αναλύσεις μετασχηματισμού φάσης. Οι δίσκοι υποβλήθηκαν σε διαξονική αντοχή σε κάμψη (BFS) πριν και μετά τη μηχανική ανακύκλωση και μέθοδος κλίμακας. Τα όρια καμπτικής κόπωσης (FFLs) λήφθηκαν στο 10^2 , 10^3 , 10^4 και 10^5 κύκλους. | Παρατηρήθηκε τετραγωνικός σε μονοκλινικός μετασχηματισμός μόνο για την ομάδα AA. Η εφραλωμένη ομάδα παρουσίασε τις υψηλότερες τιμές Ra. Η αντοχή σε κάμψη ήταν υψηλότερη για την ομάδα AA. Οι ομάδες CT και GL ήταν παρόμοιες. Η αξιοπιστία ήταν παρόμοια μεταξύ των ομάδων. Η μηχανική ανακύκλωση στα 100 N δεν επηρέασε την αντοχή σε κάμψη. Τα FFL ήταν υψηλότερα για την ομάδα AA και οι τρεις επιφανειακές επεξεργασίες παρουσίασαν μείωση της αντοχής σύμφωνα με την αύξηση στον αριθμό των κύκλων. |
| Fatigue behavior of zirconia under | Aboushelib M., Wang H., | Διερεύνηση επίδρασης της επιφανειακής ζημιάς | 120 ράβδοι ζirkονιάς δέχθηκαν είτε αεροτριβή σωματιδίων | Σημαντικές στατιστικές διαφορές) βρέθηκαν μεταξύ διαφορετικών επιφανειακών επεξεργασιών αλλά όχι |

| | | | | |
|--|--|--|--|---|
| different loading conditions – 2016 | Kleverlaan C., Feilzer A. | στη συμπεριφορά κόπωσης της ζirkονίας κάτω από διαφορετικές συνθήκες φόρτισης. | αλουμίνας 50μm ή 120μm. Υποβλήθηκαν σε δύο καθεστώτα κόπωσης: δυναμική κόπωση ή στατική κόπωση χρησιμοποιώντας την μέθοδο κλίμακας. Η αντοχή κάμψης μετά την κόπωση συγκρίθηκε με την αρχική αντοχή κάμψης των δοκιμίων. Χρησιμοποιήθηκε ηλεκτρονικό μικροσκόπιο σάρωσης. | μεταξύ δυναμικών και στατικών αντοχών κόπωσης για τον ίδιο τύπο επιφανειακής επεξεργασίας. Οι δυναμικές και στατικές αντοχές κόπωσης της ζirkονίας επηρεάζονται σημαντικά από τον τύπο της επιφανειακής ζημιάς. |
| CAD/CAM machining Vs pre-sintering in-lab fabrication techniques of Y-TZP ceramic specimens: Effects on their mechanical fatigue behavior – 2017 | C.P. Zucunia , L.F. Guillardia , S. Fraga , L.G. Maya , G.K.R. Pereiraa,b , L.F. Valandro | Αξιολόγηση των διαφορετικών τεχνικών επεξεργασίας κατασκευής πριν από την πυροσυσσωμάτωση κεραμικών Y-TZP λαμβάνοντας υπόψη τα χαρακτηριστικά της επιφάνειας και τα αποτελέσματα μηχανικής απόδοσης. | Προπυροσυσσωματωμένοι δίσκοι κεραμικού Y-TZP παρήχθησαν με χρήση διαφορετικών τεχνικών επεξεργασίας κατασκευής πριν από τη σύντηξη: Κοπή με CAD/CAM. Στίλβωση- (χαρτί 600 και 1200 SiC). Xfine- λείανση με εξαιρετικά λεπτή φρέζα (30 μm). Fine- λείανση με λεπτή φρέζα διαμάντι (46 μm). SiC- με χαρτί 220 SiC. Στη συνέχεια, οι δίσκοι πυροσυσσωματώθηκαν και υποβλήθηκαν σε τοπογραφία επιφάνειας, μετασχηματισμό φάσης, διαξονική αντοχή κάμψης και διαξονική αντοχή κάμψης κόπωσης. | Κατόπιν δοκιμής διαξονικής κάμψης και διαξονικής κάμψης κόπωσης εξήχθησαν τα συμπεράσματα ότι ο τροχισμός της επιφάνειας της ζirkονίας με λεπτές διαμαντόφρεζες πριν την σύντηξη είναι η πλησιέστερη μέθοδος αναπαραγωγής με το σύστημα CAD/CAM. Επίσης είναι απαραίτητο να προσομοιωθεί η επιφάνεια του κεραμικού Y-TZP που κόπηκε με CAD/CAM για να αξιολογηθεί και να χαρακτηριστεί η μηχανική συμπεριφορά αυτού του υλικού. Διαφορετικά, οι μηχανικές ιδιότητες μπορεί να παρερμηνευθούν. |
| Impact of machining on the flexural fatigue strength of glass and polycrystalline ceramics – 2017 | Sara Fraga, Marina Amaral ,Marco Antônio Bottinoc , Luiz Felipe Valandro , Cornelis Johannes Kleverlaane , Liliana Gressler May, | Αξιολόγηση επίδρασης της μηχανικής κατεργασίας στην αντοχή κόπωσης σε κάμψη και στην τραχύτητα επιφάνειας διαφορετικού σχεδιασμού (CAD/CAM) συγκρίνοντας τα κατεργασμένα και | Δείγματα σε σχήμα δίσκου από Y-TZP, υαλοκεραμικού με βάση λευκίτη και διπυριτικό λίθιο, παρασκευάστηκαν με μηχανική κατεργασία CAD/CAM και χωρίστηκαν σε δύο ομάδες: κατεργασία (M) και κατεργασία που ακολουθείται από λείανση. Η τραχύτητα | Η μηχανική κατεργασία οδήγησε σε χαμηλότερες τιμές αντοχής κόπωσης σε κάμψη από τη μηχανική κατεργασία που ακολουθήθηκε από λείανση. Η μεγαλύτερη μείωση της αντοχής από MP σε M παρατηρήθηκε για το Y-TZP (40%, , ακολουθούμενο από το διπυριτικό λίθιο και λευκίτη. Σημαντικά υψηλότερες τιμές τραχύτητας (Ra) παρατηρήθηκαν για το M σε σύγκριση με το MP. |

| | | | | |
|---|---|---|--|--|
| | | γυαλισμένα δοκίμια μετά την κατεργασία. | της επιφάνειας μετρήθηκε και η αντοχή κόπωσης σε κάμψη αξιολογήθηκε με τη μέθοδο δοκιμής βήματος. Χρησιμοποιήθηκαν στατιστικές πιθανοτήτων Weibull και η δοκιμή Mann-Whitney (= 5%) | |
| Dynamic fatigue of composite CAD/CAM materials – 2019 | Rosentritt M., Krifka S., Preis V., Strasser T. | Να εξεταστεί η δυναμική πρόβλεψη ζωής σύνθετων υλικών CAD/CAM | Οχτώ διαφορετικά υλικά κόπηκαν στρογγυλά και εξετάστηκαν χωρίς στίλβωση. Υπέστησαν σταδιακή φόρτιση και ελέγχθησαν η τραχύτητα επιφάνειας και μέση επιβίωση. Χρησιμοποιήθηκαν μέθοδοι one-way Anova και Bonferroni-post-hoc test. Το ποσοστό επιβίωσης χαρακτηρίστηκε με Mantel-Cox Long Ran test. | Η φόρτιση με σταδιακή αύξηση φαίνεται πλεονεκτική για την προσέγγιση της πίεσης στην οποία εκτίθενται τα υλικά έμμεσης αποκατάστασης κατά την κλινική χρήση. Τα ληφθέντα δεδομένα δείχνουν σημαντική συσχέτιση με την αντοχή σε κάμψη των υλικών που ερευνήθηκαν αλλά όχι με το μέτρο ελαστικότητας, την περιεκτικότητα πληρωτικού ή την τραχύτητα της επιφάνειας. Τα μεμονωμένα υλικά παρουσιάζουν έντονα ποικίλες επιδόσεις. |

Βιβλιογραφία

1. Kelly, J R, Nishimura, I, Campbell, S D. Ceramics in Dentistry. Historical Roots and Current Perspectives. J Prosthet. Dent. 1996; 18-32.
2. Naji G. A, Omar R. A, Yahya R. An Overview of the Development and Strengthening of All-Ceramic Dental Materials. Biomed Pharmacol J 2018;153-156
3. Kelly, JR, Benetti, P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. Aust Dent J. 2011 Jun;56:84-96.
4. Gregg, H. A History of Dental Ceramics. Compendium. 2010; 31:112-114
5. Miyazaki, M, Hotta, Y. CAD/CAM Systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. Aust Dent J. 2011;56:97-106.
6. Silva LHD, Lima E, Miranda RBP, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF. Dental ceramics : a review of new materials and processing methods. Braz Oral Res. 2017; 31:133-146

7. McLaren EA, Figueira J: Updating Classifications of Ceramic Dental Materials: A Guide to Material Selection. *Compend Contin Educ Dent*. 2015 Jun;36:400-405.
8. Saravi B, Vollmer A, Hartmann M, Lang G, Kohal RJ, Boeker M, Patzelt SBM: Clinical Performance of CAD/CAM All-Ceramic Tooth-Supported Fixed Dental Prostheses: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Materials (Basel)*. 2021;14:2-20
9. Della Bona A, Kelly JR. The clinical success of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*. 2008; 139:8-13.
10. CAD/CAM solutions [internet]. Dentsply Sirona. Available from: <https://www.dentsplysirona.com/en-us/discover/discover-by-category/cad-cam.html>
11. Raigrodski AJ. Clinical and laboratory considerations for the use of CAD/CAM Y-TZP-based restorations. *Pract Proced Aesthet Dent*. 2003 Jul;15:469-476.
12. Mc Laren, EA, Cao, Pt. Ceramics in Dentistry Part 1: Classes of materials. *Inside Dent*. 2009; 5:422-433.
13. Mc Laren, E, Figueira, J. Updating Classifications of Dental Ceramic Materials. *Inside Dent. Tech*. 2018; 4: 400-406.
14. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Neiva G. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report. *J Am Dent Assoc*. 2010;141:10-14.
15. BruxZir® Full-Strength Zirconia [internet]. Glidewell. Available from: <https://glidewell dental.com/solutions/crown-and-bridge/zirconia/bruxzir-full-strength-solid-zirconia>
16. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont*. 2015;28:227-235
17. Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater*. 2016;32:908-914.
18. Καρούσιας, Ν, Μπαλτζάκη, Γ, Σταθόπουλος, Α. Οδοντιατρικά Βιοϋλικά. Εκδόσεις Ακίδα, Αθήνα 1994: σελ. 55-83.
19. Cuppoletti J, editor. Nanocomposites with Unique Properties and Applications in Medicine and Industry. *InTech*; 2011: pp 22-37.
20. Yao Q, Chen Y, Wang Z, Qi H. Evaluations on Ceramic Fracture Toughness Measurement by Edge Chipping. *Coatings*. 2022; 12:2-10.

21. Strecker, K, Ribeiro, S, Hoffman, MJ. Fracture Toughness Measurements of LPS - SiC: A Comparison of the Indentation Technique and the SEVNB Method. *Mater. Res.* 2005;121-124.
22. Heintze SD, Monreal D, Reinhardt M, Eser A, Peschke A, Reinshagen J, Rousson V. Fatigue resistance of all-ceramic fixed partial dentures - Fatigue tests and finite element analysis. *Dent Mater.* 2018;34:494-507
23. Wendler M, Belli R, Valladares D, Petschelt A, Lohbauer U. Chairside CAD/CAM materials. Part 3: Cyclic fatigue parameters and lifetime predictions. *Dent Mater.* 2018;34:910-921.
24. 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. *Dent Mater.* 2017;33:99-109.
25. Kelly JR, Cesar PF, Scherrer SS, Della Bona A, van Noort R, Tholey M, Vichi A, Lohbauer U. ADM guidance-ceramics: Fatigue principles and testing. *Dent Mater.* 2017;33:1192-1204.
26. Amaral, M, Cesar, PF, Bottino, MA, Lohbauer, U, Valandro LF. Fatigue behavior of Y-TZP ceramic after surface treatments. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 2016; 57:149-156.
27. Serbena, FC, Mathias, I, Foerter, CE, Zanotto, ED. Crystallization toughening of a model glass-ceramic. *Acta Mater.* 2015; 216-228.
28. Lohbauer ,U, Scherrer,SS, Bona,AD, Tholey,M, van Noort,R, Vichi,A, Kelly,JR Cesar,PF,ADM guidance -ceramics: all ceramic multilayer interfaces in dentistry. *Dent.Mater.* 2018; 33:585-598.
29. Gonzaga CC, Cesar PF, Miranda WG Jr, Yoshimura HN. Determination of the slow crack growth susceptibility coefficient of dental ceramics using different methods. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2011;99:247-257
30. Heintze, SD, Eser, A, Monreal, D, Rousson, V. Using a chewing simulator for fatigue testing of metal ceramic crowns. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2017; 770-780.
31. Carvalho AO, Bruzi G, Giannini M, Magne P. Fatigue resistance of CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. *J Prosthet Dent.* 2014;111:310-317.
32. Abdulmajeed, AA, Donovan, TE, Cooper, LF, Walter, R, Sulaiman, TA. Fracture of layered zirconia restorations at 5 years: a dental laboratory survey. *J.Prosthet. Dent.* 2017; 118:353-356.

33. Homaei E, Jin XZ, Pow EHN, Matinlinna JP, Tsoi JK, Farhangdoost K. Numerical fatigue analysis of premolars restored by CAD/CAM ceramic crowns. *Dent Mater.* 2018;34:149-157.
34. Homaei, E, Farhangdoost, K, Pow, E, Matinlinna, J, Akbari, M, Tsoi, J. Fatigue resistance of monolithic CAM/CAM ceramic crowns on human premolars. *Ceram Int.* 2016; 15709 - 15717.
35. Zhang Y, Kim JW. Graded structures for damage resistant and aesthetic all-ceramic restorations. *Dent Mater.* 2009;25:781-790.
36. Villefort RF, Amaral M, Pereira GK, Campos TM, Zhang Y, Bottino MA, Valandro, LF, de Melo RM. Effects of two grading techniques of zirconia material on the fatigue limit of full-contour 3-unit fixed dental prostheses. *Dent Mater.* 2017;33:155-164.
37. Ferruzzi F, Ferrairo BM, Piras FF, Borges AFS, Rubo JH. Fatigue survival and damage modes of lithium disilicate and resin nanoceramic crowns. *J Appl Oral Sci.* 2019; 30:1-10
38. Belli R, Geinzer E, Muschweck A, Petschelt A, Lohbauer U. Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations. *Dent Mater.* 2014;30:424-32.
39. Shembish FA, Tong H, Kaizer M, Janal MN, Thompson VP, Opdam NJ, Zhang Y. Fatigue resistance of CAD/CAM resin composite molar crowns. *Dent Mater.* 2016;32:499-509.
40. Bataineh K, Al Janaideh M, Abu-Naba'a LA. Fatigue Resistance of 3-Unit CAD-CAM Ceramic Fixed Partial Dentures: An FEA Study. *J Prosthodont Re.* 2022;31:806-814.
41. Ottoni R, Marocho SMS, Griggs JA, Borba M. CAD/CAM versus 3D-printing/pressed lithium disilicate monolithic crowns: Adaptation and fatigue behavior. *J Dent.* 2022;123:1-6
42. Alves, DM, Cadore-Rodrigues, AC, Prochnow, C, Burgo, TA, Spazzin, AO, Bacchi, A, Valandro, LF, Pereira, GKR. Fatigue performance of adhesively luted glass or polycrystalline CAD/CAM monolithic crowns. *J.Prosthet. Dent.* 2021; 126:119-127.
43. Alves WG, Souza LFB, Pereira GKR, Valandro LF, Kapczinski MP, Mengatto CM, Fraga S. Fit and fatigue behavior of CAD-CAM lithium disilicate crowns. *J Prosthet Dent.* 2023;130:241-249.
44. Schlenz MA, Skroch M, Schmidt A, Rehmann P, Wöstmann B. Monitoring fatigue damage in different CAD/CAM materials: A new approach with optical coherence tomography. *J Prosthodont Res.* 2021; 65:31-38

45. Choi S, Yoon HI, Park EJ. Load-bearing capacity of various CAD/CAM monolithic molar crowns under recommended occlusal thickness and reduced occlusal thickness conditions. *J Adv Prosthodont.* 2017;9:423-431.
46. Schlenz MA, Schmidt A, Rehmann P, Wöstmann B. Fatigue damage of monolithic posterior computer aided designed/computer aided manufactured crowns. *J Prosthodont Res.* 2019;63:368-373.
47. Aboushelib MN, Wang H, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Fatigue behavior of zirconia under different loading conditions. *Dent Mater.* 2016;32:915-920
48. Zucuni, C.P, Guilardi, LF, Fraga, s, May, LG, Pereira, GKR, Valandro, LF. CAD/CAM machining vs pre-sintering in-lab fabrication techniques of Y-TZP ceramic specimens: Effects on their mechanical fatigue behavior. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 2017; 71:201-208.
49. Fraga S, Valandro LF, Bottino MA, May LG. Hard machining, glaze firing and hydrofluoric acid etching: Do these procedures affect the flexural strength of a leucite glass-ceramic? *Dent Mater.* 2015;31:131-140.
50. Fraga S, Amaral M, Bottino MA, Valandro LF, Kleverlaan CJ, May LG. Impact of machining on the flexural fatigue strength of glass and polycrystalline CAD/CAM ceramics. *Dent Mater.* 2017;33:1286-1297.
51. Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *J Dent Res.* 2014;93:1232-1234.
52. Mainjot AK, Dupont NM, Oudkerk JC, Dewael TY, Sadoun MJ. From Artisanal to CAD-CAM Blocks: State of the Art of Indirect Composites. *J Dent Res.* 2016;95:487-495
53. Rosentritt M, Krifka S, Preis V, Strasser T. Dynamic fatigue of composite CAD/CAM materials. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2019;98:311-316.
54. Campos F, Valandro LF, Feitosa SA, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ, de Jager N, Bottino MA. Adhesive Cementation Promotes Higher Fatigue Resistance to Zirconia Crowns. *Oper Dent.* 2017;42:215-224.
55. Dapieve, K.S., Machry, R.V., Pilecco, R.O., Kleverlaan, C.J., Rocha Pereira, G.K., Venturini, A.B., Valandro, L.F. One-step ceramic primer as surface conditioner: effect on the load-bearing capacity under fatigue of bonded lithium disilicate ceramic simplified restorations. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 2020;104-110
56. Machry RV, Borges ALS, Pereira GKR, Kleverlaan CJ, Venturini AB, Valandro LF. Influence of the foundation substrate on the fatigue behavior of bonded glass, zirconia polycrystals, and polymer infiltrated ceramic simplified CAD-CAM restorations. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2021;117:104-108

57. Machry RV, Cadore-Rodrigues AC, Borges ALS, Pereira GKR, Kleverlaan CJ, Venturini AB, Valandro LF. Fatigue resistance of simplified CAD-CAM restorations: Foundation material and ceramic thickness effects on the fatigue behavior of partially- and fully-stabilized zirconia. *Dent Mater.* 2021;37:568-577
58. Soares PM, Cadore-Rodrigues AC, Souto Borges AL, Valandro LF, Pereira GKR, Rippe MP. Load-bearing capacity under fatigue and FEA analysis of simplified ceramic restorations supported by Peek or zirconia polycrystals as foundation substrate for implant purposes. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2021;123:104-110.
59. Dapieve KS, Aragonz GC, Prochnow C, Burgo TAL, Rippe MP, Pereira GKR, Venturini AB, Valandro LF. Different Etching Times of a One-step Ceramic Primer: Effect on the Resin Bond Strength Durability to a CAD/CAM Lithium-Disilicate Glass-Ceramic. *J Adhes Dent.* 2021;23:133-143.
60. Dapieve, KS, Machry, RV, Pereira, GKR, Venturini, AB, Valcanaia, A, Bottino, MC, Valandro, LF. Alumina particle air-abrasion and aging effects: fatigue behavior of CAD/CAM resin composite crowns and flexural strength evaluations. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 2021; 121:110-116.
61. Guilardi LF, Pereira GKR, Giordani JC, Kleverlaan CJ, Valandro LF, Rippe MP. Effect of zirconia surface treatment, resin cement and aging on the load-bearing capacity under fatigue of thin simplified full-contour Y-TZP restorations. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2019;97:21-29.
62. Valandro LF, Cadore-Rodrigues AC, Dapieve KS, Machry RV, Pereira GKR. A brief review on fatigue test of ceramic and some related matters in Dentistry. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2023;138:105-110
63. Machado PS, Pereira GKR, Zucuni CP, Guilardi LF, Valandro LF, Rippe MP. Influence of zirconia surface treatments of a bilayer restorative assembly on the fatigue performance. *J Prosthodont Res.* 2021;65:162-170.
64. Pilecco RO, Dalla-Nora F, Guilardi LF, Pereira GKR, de Andrade GS, de Melo RM, Valandro LF, Rippe MP. In-lab simulation of CAD/CAM milling of lithium disilicate glass-ceramic specimens: Effect on the fatigue behavior of the bonded ceramic. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2021;121:82-87.
65. Borba M, Okamoto TK, Zou M, Kaizer MR, Zhang Y. Damage sensitivity of dental zirconias to simulated occlusal contact. *Dent Mater.* 2021;37:158-167.
66. Saratti CM, Rocca GT, Durual S, Lohbauer U, Ferracane JL, Scherrer SS. Fractography of clinical failures of indirect resin composite endocrown and overlay restorations. *Dent Mater.* 2021;37:341-359.

67. Wendler, M, Kaizer, MR, Belli, R, Lohbauer, U, Zhang, Y. Sliding contact wear and subsurface damage of CAD/CAM materials against zirconia. *Dent. Mater.* 2020; 36: 387-401.
68. Dutra D, Pereira G, Kantorski KZ, Exterkate R, Kleverlaan CJ, Valandro LF, Zanatta FB. Grinding With Diamond Burs and Hydrothermal Aging of a Y-TZP Material: Effect on the Material Surface Characteristics and Bacterial Adhesion. *Oper Dent.* 2017;42:669-678.
69. Oilo M, Hardang AD, Ulsund AH, Gjerdet NR. Fractographic features of glass-ceramic and zirconia-based dental restorations fractured during clinical function. *Eur J Oral Sci.* 2014;122:238-244.
70. Campos TM, Ramos NC, Machado JP, Bottino MA, Souza RO, Melo RM. A new silica-infiltrated Y-TZP obtained by the sol-gel method. *J Dent.* 2016;48:55-61.
71. Gold SA, Ferracane JL, da Costa J. Effect of Crystallization Firing on Marginal Gap of CAD/CAM Fabricated Lithium Disilicate Crowns. *J Prosthodont.* 2018;27:63-66.
72. Addison O, Cao X, Sunnar P, Fleming GJ. Machining variability impacts on the strength of a 'chair-side' CAD-CAM ceramic. *Dent Mater.* 2012;28:880-887
73. Madruga CFL, Bueno MG, Dal Piva AMO, Prochnow C, Pereira GKR, Bottino MA, Valandro LF, de Melo RM. Sequential usage of diamond bur for CAD/CAM milling: Effect on the roughness, topography and fatigue strength of lithium disilicate glass ceramic. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2019;91:326-334
74. Scherrer SS, Lohbauer U, Della Bona A, Vichi A, Tholey MJ, Kelly JR, van Noort R, Cesar PF. ADM guidance-Ceramics: guidance to the use of fractography in failure analysis of brittle materials. *Dent Mater.* 2017;33:599-620.

