

ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ

ΤΜΗΜΑ ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΗΣ

ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ

ΕΙΔΙΚΕΥΣΗ ΠΡΟΣΘΕΤΙΚΗΣ

ΑΝΤΟΧΗ ΣΤΗ ΘΡΑΥΣΗ ΥΒΡΙΔΙΚΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ

ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΩΝ ΣΕ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΜΕ ΜΗΧΑΝΙΚΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ

ΤΙΤΑΝΙΟΥ, ΜΕΤΑ ΑΠΟ ΣΤΑΤΙΚΗ ΦΟΡΤΙΣΗ

ΤΡΟΥΛΗΣ ΑΡΙΣΤΕΙΔΗΣ

ΑΘΗΝΑ 2014

Επιβλέπων Καθηγητής για την εκπόνηση της Μεταπτυχιακής Διπλωματικής Εργασίας κύριος Ηρακλής Γούσιας, Επίκουρος Καθηγητής Προσθητικής, Οδοντιατρικής Σχολής, Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών.

Τριμελής Επιτροπή για την αξιολόγηση της Μεταπτυχιακής Διπλωματικής Εργασίας:

1. Ηρακλής Γούσιας, Επίκουρος Καθηγητής Προσθητικής, Οδοντιατρικής Σχολής, Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών.
2. Παπαβασιλείου Γεώργιος, Επίκουρος Καθηγητής Προσθητικής, Οδοντιατρικής Σχολής, Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών.
3. Ζωίδης Παναγιώτης, Λέκτορας Προσθητικής, Οδοντιατρικής Σχολής, Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

	Σελίδα
ΠΡΟΛΟΓΟΣ	7
<u>ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ</u>	11
1.ΕΙΣΑΓΩΓΗ	11
2. ΣΤΟΜΑΤΙΚΟ ΠΕΡΙΒΑΛΛΟΝ ΚΑΙ ΔΥΝΑΜΕΙΣ ΜΑΣΗΣΗΣ	13
3. ΙΣΤΟΡΙΚΗ ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ	14
4.ΤΑΞΙΝΟΜΗΣΗ - ΚΑΤΗΓΟΡΙΟΠΟΙΗΣΗ ΤΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΩΝ	18
5. ΤΑΞΙΝΟΜΗΣΗ ΜΕ ΒΑΣΗ ΤΗΝ ΣΥΝΔΕΣΗ ΤΟΥ ΜΗΧΑΝΙΚΟΥ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΟΣ ΜΕ ΤΟ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑ	19
5.1 ΣΥΣΤΗΜΑ ΕΞΩΤΕΡΙΚΗΣ ΣΥΝΔΕΣΗΣ	20
5.2 ΣΥΣΤΗΜΑ ΕΣΩΤΕΡΙΚΗΣ ΣΥΝΔΕΣΗΣ	21
5.3 ΣΥΣΤΗΜΑ ΚΩΝΙΚΗΣ ΣΥΝΔΕΣΗΣ (MORSE TAPER)	22
6. ΤΑΞΙΝΟΜΗΣΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΩΝ ΜΕ ΒΑΣΗ ΤΟΝ ΤΡΟΠΟ ΚΑΤΑΣΚΕΥΗΣ	23
6.1 ΠΡΟΚΑΤΑΣΚΕΥΑΣΜΕΝΑ ΜΗΧΑΝΙΚΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ	23
6.2 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΜΗΧΑΝΙΚΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ	24
7. ΤΑΞΙΝΟΜΗΣΗ ΤΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΩΝ ΑΝΑΛΟΓΩΣ ΤΟΥ ΥΛΙΚΟΥ ΚΑΤΑΣΚΕΥΗΣ	27
7.1 ΜΗΧΑΝΙΚΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΑΠΟ ΜΕΤΑΛΛΟ	28
7.1.1(α) ΓΕΝΙΚΕΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΕΣ ΓΙΑ ΤΟ ΤΙΤΑΝΙΟ	28
7.1.1(β) ΜΗΧΑΝΙΚΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΑΠΟ ΤΙΤΑΝΙΟ	29
7.1.2(α) ΓΕΝΙΚΕΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΕΣ ΓΙΑ ΤΟΝ ΧΡΥΣΟ	30

7.1.2(β) ΜΗΧΑΝΙΚΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΑΠΟ ΚΡΑΜΑΤΑ ΧΡΥΣΟΥ	31
7.2 ΚΕΡΑΜΙΚΑ ΜΗΧΑΝΙΚΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ	33
7.2.1 ΚΕΡΑΜΙΚΑ ΥΛΙΚΑ(ΣΥΝΘΕΣΗ-ΔΟΜΗ-ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ)	33
7.2.2 ΘΡΑΥΣΗ ΚΕΡΑΜΙΚΩΝ ΥΛΙΚΩΝ (ΔΗΜΙΟΥΡΓΙΑ ΚΑΙ ΔΙΑΔΟΣΗ ΡΩΓΜΩΝ-crack initiation and crack propagation)	34
7.2.3 ΣΥΜΠΕΡΙΦΟΡΑ ΚΑΜΠΥΛΗΣ-R	34
7.2.4 ΑΥΞΗΣΗ ΤΗΣ ΑΝΤΟΧΗΣ ΤΩΝ ΚΕΡΑΜΙΚΩΝ ΥΛΙΚΩΝ	35
7.2.5 ΚΕΡΑΜΙΚΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΑΠΟ ΟΞΕΙΔΙΟ ΤΟΥ ΑΡΓΙΛΙΟΥ (Al ₂ O ₃) (dense sintered aluminum oxide) υψηλής καθαρότητας (99,9%).	36
7.2.5(α) ΓΕΝΙΚΕΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΕΣ ΓΙΑ ΤΟ ΟΞΕΙΔΙΟ ΤΟΥ ΑΡΓΙΛΙΟΥ-ΑΛΟΥΜΙΝΑ (Al ₂ O ₃)	36
7.2.5(β) ΚΕΡΑΜΙΚΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΑΠΟ ΟΞΕΙΔΙΟ ΤΟΥ ΑΡΓΙΛΙΟΥ (Al ₂ O ₃)	37
7.2.6 ΚΕΡΑΜΙΚΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΑΠΟ ΖΙΡΚΟΝΙΑ (YTZP)	39
7.2.6(α) ΓΕΝΙΚΕΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΕΣ ΓΙΑ ΤΗ ΖΙΡΚΟΝΙΑ	39
7.2.6(β) ΙΑΤΡΙΚΕΣ ΚΑΙ ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΤΗΣ ΖΙΡΚΟΝΙΑΣ	39
7.2.6(γ) ΣΤΑΘΕΡΟΠΟΙΗΣΗ ΤΗΣ ΖΙΡΚΟΝΙΑΣ	40
7.2.6(δ) ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΣ ΦΑΣΗΣ-ΜΗΧΑΝΙΣΜΟΣ ΣΚΛΗΡΥΝΣΗΣ ΤΗΣ ΖΙΡΚΟΝΙΑΣ	41
7.2.6(ε) ΤΕΤΡΑΓΩΝΙΚΟΙ ΠΟΛΥΚΡΥΣΤΑΛΛΟΙ ΖΙΡΚΟΝΙΑΣ ΣΤΑΘΕΡΟΠΟΙΗΜΕΝΟΙ ΜΕ ΥΤΤΡΙΑ (YTZP)	42
7.2.6(στ) ΓΗΡΑΝΣΗ ΤΗΣ ΖΙΡΚΟΝΙΑΣ ΣΤΑΘΕΡΟΠΟΙΗΜΕΝΗΣ ΜΕ ΥΤΤΡΙΟ (YTZP)	43
7.2.6(ζ) ΕΠΙΦΑΝΕΙΑΚΕΣ ΚΑΙ ΘΕΡΜΙΚΕΣ ΚΑΤΕΡΓΑΣΙΕΣ ΤΗΣ ΖΙΡΚΟΝΙΑΣ ΣΤΑΘΕΡΟΠΟΙΗΜΕΝΗΣ ΜΕ ΥΤΤΡΙΟ (YTZP)	44
7.2.6(η) ΜΗΧΑΝΙΚΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ (ABUTMENTS) ΑΠΟ ΖΙΡΚΟΝΙΑ ΣΤΑΘΕΡΟΠΟΙΗΜΕΝΗ ΜΕ ΥΤΤΡΙΟ (YTZP)	46
7.2.7 ΜΗΧΑΝΙΚΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ (ABUTMENTS) ΑΠΟ ΣΥΝΔΥΑΣΜΟ ΜΕΤΑΛΛΙΚΟΥ ΥΠΟΣΤΡΩΜΑΤΟΣ ΜΕ ΕΠΙΚΑΛΥΨΗ ΚΕΡΑΜΙΚΟΥ (hybrid abutments)	47
7.2.7(α) ΣΥΣΤΑΣΗ ΚΕΡΑΜΙΚΩΝ ΔΙΠΥΡΙΤΙΚΟΥ ΛΙΘΙΟΥ	48
7.2.7(β) ΜΙΚΡΟΔΟΜΗ ΚΕΡΑΜΙΚΩΝ ΔΙΠΥΡΙΤΙΚΟΥ ΛΙΘΙΟΥ	48

7.2.7(γ) ΧΡΩΜΑΤΙΚΗ ΑΠΟΔΟΣΗ ΚΕΡΑΜΙΚΩΝ ΔΙΠΥΡΙΤΙΚΟΥ ΛΙΘΙΟΥ	49
7.2.7(δ) ΜΗΧΑΝΙΚΕΣ ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ ΚΕΡΑΜΙΚΩΝ ΔΙΠΥΡΙΤΙΚΟΥ ΛΙΘΙΟΥ	49
7.2.7(ε) ΜΗΧΑΝΙΚΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΑΠΟ ΚΕΡΑΜΙΚΑ ΔΙΠΥΡΙΤΙΚΟΥ ΛΙΘΙΟΥ	50
7.2.8 ΜΗΧΑΝΙΚΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ (ABUTMENTS) ΑΠΟ ΥΑΛΟΝΗΜΑΤΑ (FIBER-REINFORCED ABUTMENTS)	51
8. ΒΙΟΛΟΓΙΚΕΣ ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΩΝ	53
8.1 ΕΠΙΘΗΛΙΑΚΗ ΠΡΟΣΦΥΣΗ ΣΤΑ ΜΗΧΑΝΙΚΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ	53
8.2 ΒΑΚΤΗΡΙΑΚΗ ΠΡΟΣΚΟΛΛΗΣΗ ΣΤΑ ΜΗΧΑΝΙΚΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ	55
9. ΟΠΤΙΚΕΣ ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ ΤΩΝ ΚΕΡΑΜΙΚΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΩΝ	58
10. ΣΥΓΚΟΛΛΟΥΜΕΝΕΣ Ή ΚΟΧΛΙΟΥΜΕΝΕΣ ΟΛΟΚΕΡΑΜΙΚΕΣ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΕΙΣ	61
<u>ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ</u>	63
1. ΣΚΟΠΟΣ	65
2. ΥΛΙΚΑ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΣ	66
3. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ	83
4. ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ	87
5. ΣΥΖΗΤΗΣΗ	91
6. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	99
7. ΠΕΡΙΛΗΨΗ	100

8. SUMMARY **102**

11. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ **103**

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Η αποκατάσταση μερικής ή ολικής νωδότητας με τη χρήση εμφυτευμάτων, αποτελεί πλέον “καθ’ ημέρα” πράξη στη σύγχρονη οδοντιατρική. Αρχικά, οι αποκαταστάσεις ήταν υβριδικές και αργότερα μεταλλοκεραμικές που εδράζονταν σε διαβλεννογόνια στηρίγματα από τιτάνιο ή άλλα μέταλλα, όπως ο χρυσός. Υλικά τα οποία χρησιμοποιούνταν στην οδοντιατρική για πολλά χρόνια. Με την πάροδο των ετών και λόγω των αισθητικών απαιτήσεων στην πρόσθια ζώνη, τα κεραμικά υλικά καταξιωμένα ήδη στη συμβατική Προσθητική, άρχισαν να χρησιμοποιούνται και στις επιεμφυτευματικές αποκαταστάσεις. Έτσι, από τα τέλη της δεκαετίας του ‘90 η χρήση κεραμικών μηχανικών στηριγμάτων (abutments), άρχισε να εδραιώνεται. Η παράλληλη ανάπτυξη διαφόρων συστημάτων, από κεραμικά υλικά διαφορετικών συστάσεων και η ενδεδειγμένη έρευνα που έχει γίνει όσον αφορά τις μηχανικές, αισθητικές ή βιολογικές ιδιότητες τους, έχουν καταστήσει την αποκατάσταση επιεμφυτευματικών εργασιών με ολοκεραμικά μηχανικά στηρίγματα και ολοκεραμικές αποκαταστάσεις κάτι δεδομένο και κεκτημένο για το σύγχρονο οδοντίατρο. Κατόπιν όμως, μελέτης της διεθνούς βιβλιογραφίας, προέκυψε η ερώτηση, γιατί δεν έχουμε προσπαθήσει να συνδυάσουμε τα υλικά κατασκευής των μηχανικών στηριγμάτων, δηλαδή του μετάλλου και των κεραμικών υλικών. Ο συνδυασμός αυτών των υλικών, δεν έχει διερευνηθεί επαρκώς και θεωρούμε ότι μπορούν να προσθέσουν άλλο ένα “βέλος στην φαρέτρα” του κλινικού οδοντίατρο.

Σκοπός της έρευνας, είναι να διερευνηθεί τις μηχανικές ιδιότητες μηχανικών στηριγμάτων που αποτελούνται από ένα μεταλλικό υπόστρωμα, σε μορφή στυλεού, και μια κεραμική καλύπτρα, αποτελώντας ένα υβριδικό μηχανικό στήριγμα. Ο λόγος που διερευνήσαμε αυτό το είδος μηχανικού στηρίγματος, είναι επειδή θεωρούμε πως μπορούν να συνδυάσουν τις μηχανικές ιδιότητες του μετάλλου με τις αισθητικές και

βιολογικές ιδιότητες των κεραμικών υλικών.

Στο γενικό μέρος γίνεται μια αναδρομή στα μηχανικά στηρίγματα αναφορικά με: 1) τον τρόπο κατασκευής τους, 2) τον τρόπο σύνδεσής τους με το εμφύτευμα και 3) το υλικό κατασκευής τους. Ιδιαίτερη βαρύτητα και εκτενέστερη ανάλυση γίνεται στην παρουσίαση των υλικών που έχουν χρησιμοποιηθεί διαχρονικά για την κατασκευή μηχανικών στηριγμάτων. Παρουσιάζονται επίσης οι τρόποι θραύσης των κεραμικών υλικών καθώς και οι αισθητικές και βιολογικές ιδιότητες τους σε σύγκριση με το τιτάνιο ή άλλα μεταλλικά στοιχεία που έχουν χρησιμοποιηθεί σε μηχανικά στηρίγματα.

Στο ειδικό μέρος, παρουσιάζεται ο σκοπός και αναλύονται τα υλικά και η μέθοδος αυτής της ερευνητικής εργασίας. Γίνεται εκτενής ανάλυση και περιγραφή της κατασκευής και τυποποίησης των δοκιμίων, καθώς επίσης παρουσιάζονται και γραφήματα της διαδικασίας φόρτισης των δοκιμίων. Στη συνέχεια τα αποτελέσματα που προκύπτουν, αξιολογούνται στατιστικά και στη συζήτηση συγκρίνονται με αντίστοιχα αποτελέσματα παρόμοιων ερευνών ή ερευνών που αξιολογούν άλλα είδη μηχανικών στηριγμάτων.

Κλείνοντας τον πρόλογο αυτής της εργασίας, θεωρώ σκόπιμο να εκφράσω τις ευχαριστίες μου σε όσους βοήθησαν, ο καθένας με τον τρόπο του, στην εκπόνησή της. Πρώτα, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον κύριο επιβλέποντα της εργασίας Επίκουρο Καθηγητή Προσθητικής κύριο Η. Γούσια, ο οποίος γνωρίζοντάς με από τα φοιτητικά μου χρόνια, ήξερε πάντα πώς να με «διαχειριστεί» και να μου δίνει χρήσιμες συμβουλές, τόσο σε επαγγελματικό όσο και σε προσωπικό επίπεδο. Στη συνέχεια, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον Επίκουρο Καθηγητή της Προσθητικής κύριο Γ. Παπαβασιλείου, τον οποίο γνώρισα μετά την ένταξη μου στο Μεταπτυχιακό Πρόγραμμα της Προσθητικής και με τον οποίο οι σχέσεις μας πέρασαν από πολλές

διακυμάνσεις, αλλά μπορώ να πω με χαρά πως τον θεωρώ «πνευματικό» μου πατέρα στην Προσθετική και θα τον ευχαριστώ πάντα για το ότι με «πίεξε», καθώς έτσι βελτιώθηκα και ως Προσθετολόγος, αλλά και ως άνθρωπος. Τον Λέκτορα της Προσθετικής, κύριο Π. Ζωΐδη, με τον οποίο η επικοινωνία μας χαρακτηριζόταν πάντα από ειλικρίνεια και χαρά για συνεργασία. Και τέλος, τον Επίκουρο Καθηγητή της Προσθετικής, κύριο Β. Χρονόπουλο, τον οποίο γνωρίζω προσωπικά περίπου 10 χρόνια και ο οποίος ήταν για μένα πέρα από δάσκαλος και ένας πραγματικός φίλος. Επίσης, θα ήθελα να ευχαριστήσω όλα τα μέλη ΔΕΠ του εργαστηρίου της Προσθετικής με τους οποίους συνεργάστηκα αυτά τα 3 χρόνια, καθώς θεωρώ πως όλοι τους συνέβαλλαν στην εκπαίδευση μου, καθώς και στη διαμόρφωση της «οδοντιατρικής» μου προσωπικότητας.

Συνεχίζοντας, θα ήθελα να ευχαριστήσω την εταιρεία MIS Implants Technologies Ltd. και πιο συγκεκριμένα την γενική διευθύντρια της εταιρείας NEGRIN DENTAL Κα Α. Νεγρίν, για την προμήθεια των εμφυτευμάτων και των εμφυτευματικών εξαρτημάτων που χρησιμοποιήθηκαν στην εργασία, την εταιρεία Heraus-Kulzer, Mitsui Chemicals Group και την αντιπρόσωπό της στην Ελλάδα, κυρία Μ. Κωνσταντινίδου και την εταιρεία Kuraray America, Inc. Και τον αντιπρόσωπο τους κύριο Τσαπράζη Ιωάννη, χωρίς τη συμβολή των οποίων και την παροχή των υλικών που χρειαζόμασταν, αυτή η εργασία, θα ήταν αδύνατο να πραγματοποιηθεί.

Ευχαριστώ τον Καθηγητή του Εργαστηρίου των Βιοϋλικών κύριο Γ. Ηλιάδη, καθώς και τον Αναπληρωτή Καθηγητή του Εργαστηρίου των Βιοϋλικών κύριο Τ. Παπαδόπουλο, ο οποίος ήταν διαθέσιμος για να βοηθήσει στην επίλυση οποιωνδήποτε προβλημάτων προέκυπταν, ώστε να ολοκληρωθεί με επιτυχία η εκπόνηση της συγκεκριμένης εργασίας.

Ιδιαίτερος, ευχαριστώ τον Ειδικό Συνεργάτη του εργαστηρίου Βιοϋλικών της

Οδοντιατρικής Σχολής Κο Π. Τσακιρίδη για την προθυμία του να βοηθήσει σε κάθε πρόβλημα σχετικό με το ερευνητικό πρωτόκολλο. Η συμβολή του στο πειραματικό μέρος αυτής της εργασίας, στη δοκιμασία της στατικής φόρτισης ήταν καταλυτική.

Τους Τεχνολόγους Οδοντοτεχνικούς κύριο Γ. Πασιά και κυρία Μ. Σπανοπούλου για την κατασκευή, τυποποίηση και ολοκλήρωση των δοκιμίων της εργασίας μέσω της ανιδιοτελούς παροχής υπηρεσιών, μέσων και χρόνου από μέρους τους. Μια συνεργασία, η οποία από ένα σημείο και μετά, πέρασε στο στάδιο της ειλικρινούς φιλίας και εκτίμησης.

Επίσης, θα ήθελα να εκφράσω ένα τεράστιο ευχαριστώ σε μια συμφοιτήτρια από το Μεταπτυχιακό Πρόγραμμα Προσθετικής, την Κατερίνα Πετροπούλου την οποία θεωρώ πραγματική φίλη, η οποία με την εμπειρία της και τις χρήσιμες συμβουλές της σε πολλά σημεία κατά τη συγγραφή της εργασίας, βοήθησε να φτάσω στο καλύτερο δυνατό αποτέλεσμα, ενώ κάποια πράγματα που μου έμαθε, θα τα κρατάω πάντα ως εφόδια για το μέλλον.

Κλείνοντας, θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένεια μου και πιο πολύ την μητέρα μου Μεταξία, η οποία μετά την απώλεια του πατέρα μου, στάθηκε και σαν μητέρα και σαν πατέρας σε εμένα και ήταν πάντοτε δίπλα μου να με βοηθά και να με υποστηρίζει στην πραγματοποίηση των ονείρων μου. Φυσικά, τα λόγια ευχαριστίας και αγάπης προς το πρόσωπό της δεν μπορούν να χωρέσουν σε τόμους ολόκληρους, για αυτό το λόγο της αφιερώνω αυτή την εργασία.

ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

1.ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η χρήση των εμφυτευμάτων και η οστεοενσωμάτωση, ως έννοια, είναι εδώ και πολλά χρόνια “κεκτημένο”, για την επιστήμη της οδοντιατρικής¹. Η οστεοενσωμάτωση, επιτυγχάνεται χάρη στις επουλωτικές και επανορθωτικές διαδικασίες του οργανισμού. Ως οστεοενσωμάτωση, ορίζεται η άμεση σύνδεση-επαφή μεταξύ οστού και εμφυτεύματος, χωρίς την παρεμβολή συνδετικού ιστού. Η επιτυχία των προσθετικών αποκαταστάσεων, δηλαδή η παραμονή τους σε λειτουργία για χρόνια με όσο το δυνατόν λιγότερες επιπλοκές, οδήγησαν στην νέα γενιά οδοντιατρικής, αυτή η οποία σήμερα θεωρείται “καθημερινότητα”^{2,3}. Όμως, η επιτυχία αυτών των αποκαταστάσεων, βασίζεται και σε μηχανικούς παράγοντες (πέραν των βιολογικών). Τέτοιοι είναι ο σχεδιασμός των προσθετικών αποκαταστάσεων και οι μηχανικές ιδιότητες των υλικών που χρησιμοποιήθηκαν στην αποκατάσταση^{4,5,6}.

Εξίσου σημαντικό ρόλο, με το ριζόμορφο τμήμα του εμφυτεύματος, στην επιτυχία της αποκατάστασης, παίζει και το διαβλεννογόνο τμήμα τού, το οποίο συνδέει το ενδοστικό τμήμα του εμφυτεύματος με την αποκατάσταση, λειτουργώντας ως μηχανικό στήριγμα. Η χρήση εμφυτευμάτων, σε συνδυασμό με διαβλεννογόνια τμήματα αποτελούσε για πάρα πολλά χρόνια “λύση εκλογής” στην Προσθετική με εξαιρετικά ποσοστά επιβίωσης^{7,8,9,10}. Οι κλινικές απαιτήσεις για τα διαβλεννογόνια στηρίγματα, για τις μονήρεις επιεμφυτευματικές αποκαταστάσεις, τέθηκαν ως εξής¹¹:

1. Δυνατότητα τροποποίησης της γωνίας της επιεμφυτευματικής κατασκευής.
2. Βελτίωση της στήριξης των μαλακών ιστών.
3. Ύπαρξη αντιπεριστροφικού μηχανισμού, με σκοπό την αποτροπή χαλάρωσης των επιμέρους τμημάτων της αποκατάστασης.

4. Βιοσυμβατότητα, με σκοπό την εξασφάλιση της υγείας των σκληρών και μαλακών ιστών.
5. Απλότητα, για ευκολία στην κατασκευή μονήρων και πολλαπλών αποκαταστάσεων.
6. Προσβασιμότητα, για έλεγχο της τρυγίας.
7. Ανατομική προσαρμοστικότητα, με σκοπό τον έλεγχο του μεγέθους, του σχήματος και της γωνίωσης της αποκατάστασης.
8. Επισκευσιμότητα, με σκοπό την διευκόλυνση μελλοντικών τροποποιήσεων των αποκαταστάσεων¹¹.

Η εξέλιξη, όμως, της τεχνολογίας, τόσο στην κατασκευή των αποκαταστάσεων, όσο και στα υλικά, και η αυξανόμενη απαίτηση για πιο αισθητικές αποκαταστάσεις από τους ίδιους τους ασθενείς, οδήγησε στην αναζήτηση κατασκευής αποκαταστάσεων, που είτε, δεν θα περιέχουν μέταλλο, είτε θα έχουν μέταλλο, αλλά αυτό θα πρέπει να είναι όσο το δυνατόν πιο καλυμμένο, ώστε να έχουμε την βέλτιστη αισθητική¹²⁻¹⁵.

Παρόλα αυτά όμως, στα πρώτα βήματα αυτής της αναζήτησης, αντιμετωπίστηκαν πολλά προβλήματα, τα οποία είχαν τις ρίζες τους, είτε: α) στο χρωματισμό των περιεμφυτευματικών ιστών από τα μεταλλικά στοιχεία (εμφύτευμα ή διαβλεννογόνιο στήριγμα), λόγω λεπτού βιότυπου περιεμφυτευματικών ιστών ή λόγω ανεπαρκούς βάθους στο προφίλ ανάδυσης της αποκατάστασης^{16,17} είτε:

β) στην αλλαγή του χρώματος της ολοκεραμικής στεφάνης, όταν αυτή χρησιμοποιούνταν σε συνδυασμό με μεταλλικό μηχανικό στήριγμα, επειδή μέρος της προσπίπτουσας ακτινοβολίας απορροφάται από το μέταλλο^{14,18}.

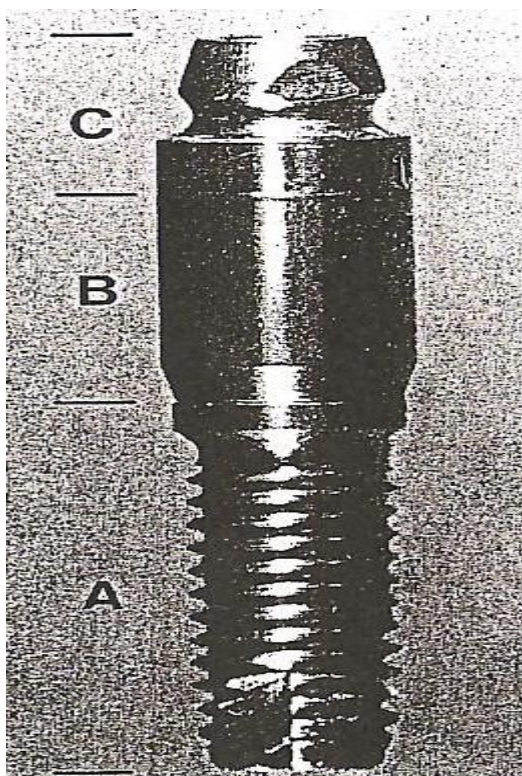
Έτσι, προέκυψε η ανάγκη για την κατασκευή κεραμικών διαβλεννογόνιων στηριγμάτων, με βελτιωμένη αισθητική, λαμβάνοντας όμως υπόψιν και τα μειονεκτήματα που παρουσιάζουν τα κεραμικά υλικά από την ίδια τους την φύση.

2. ΣΤΟΜΑΤΙΚΟ ΠΕΡΙΒΑΛΛΟΝ ΚΑΙ ΔΥΝΑΜΕΙΣ ΜΑΣΗΣΗΣ

Πριν προχωρήσουμε, όμως, στην εξέλιξη των διαβλεπνογόνιων στηριγμάτων, θεωρήσαμε σκόπιμο να αναφερθούμε πρώτα στις δυνάμεις που ασκούνται στο στοματογναθικό σύστημα. Στις οποίες ασκούμενες δυνάμεις, θα πρέπει να ανταποκρίνονται οι μηχανικές ιδιότητες των υλικών κατασκευής των μηχανικών στηριγμάτων, καθώς με αυτές τις συγκρίνουμε. Οι μηχανικές ιδιότητες των υλικών, μετρώνται σε πειραματικό επίπεδο, όπου προσπαθούμε να προσομοιώσουμε, όσο καλύτερα γίνεται, τις συνθήκες που επικρατούν στο στοματικό περιβάλλον. Έτσι, θεωρούμε σωστό να αναφέρουμε, πως έχουν μετρηθεί τιμές δυνάμεων μάσησης και δήξης 408 N στους άντρες και 243.5 N στις γυναίκες¹⁹, ενώ η μέγιστη δύναμη δήξης που έχει μετρηθεί, ήταν 4338,75 N (975 lb-443 kg), από έναν 37χρονο άντρα απ' την Φλόριντα²⁰. Κλείνοντας αυτή την παράγραφο, οφείλουμε να αναφέρουμε, ότι δεν αποδείχθηκε ύπαρξη διαφοράς όσον αφορά την αντίληψη των μασητικών δυνάμεων, μεταξύ δοντιών και εμφυτευμάτων. Αποδείχθηκε όμως, ύπαρξη διαφοράς στην ιδιοδεκτικότητα και πιο συγκεκριμένα στις ελάχιστες τιμές δυνάμεων που είναι αντιληπτές, όπου τα δόντια αντιλαμβάνονται δυνάμεις της τάξεως του 0.01-0.02N, που είναι 10 ως 50 φορές μικρότερη απ' αυτή που αντιλαμβάνονται τα εμφυτεύματα²¹⁻²³. Από τα παραπάνω, γίνεται αντιληπτό, ότι οι επιεμφυτευματικές αποκαταστάσεις, έχουν παρόμοιες απαιτήσεις όσον αφορά τις μηχανικές ιδιότητες, με τις κλασσικές προσθετικές αποκαταστάσεις σε δόντια, ενώ φαίνεται και το πόσο απαιτητικό περιβάλλον, αποτελεί το στοματικό περιβάλλον, για τα υλικά αποκατάστασης που χρησιμοποιούμε.

3. ΙΣΤΟΡΙΚΗ ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ

Τα πρώτα εμφυτεύματα που τοποθετήθηκαν, από τον Brånemark και τους συνεργάτες του, είχαν σκοπό την αποκατάσταση νωδών ασθενών ειδικότερα στην κάτω γνάθο. Σταδιακά όμως, η χρήση των εμφυτευμάτων επεκτάθηκε και σε μερικώς νωδούς ασθενείς. Το γεγονός αυτό έφερε στην επιφάνεια, ζητήματα-προβλήματα, όπως την έλλειψη προσθετικού χώρου, την εμφάνιση του μεταλλικού κυλινδρικού διαβλενογόνιου στηρίγματος που προκαλούσε ένα άσχημο αισθητικό αποτέλεσμα ή τέλος, τη δυσκολία αναπαραγωγής ιδανικού περιγράμματος της προσθετικής αποκατάστασης με τα ως τότε υπάρχοντα εξαρτήματα. Αυτά τα προβλήματα (προσθετικής φύσεως, κυρίως), προέκυψαν, εξαιτίας της έλλειψης προσθετικού σχεδιασμού του ίδιου του συστήματος Brånemark (Εικ.1), καθώς αυτό αποτελούνταν από: α) το ίδιο το εμφύτευμα, από τιτάνιο, β) το διαβλενογόνο κυλινδρικό στήριγμα, από τιτάνιο και



Εικόνα.1 Τα τμήματα του συστήματος εμφυτευμάτων Brånemark είναι: α) το εμφύτευμα τιτανίου, β) το κυλινδρικό διαβλενογόνο στήριγμα από τιτάνιο και γ) ο κύλινδρος από χρυσόκραμα, που ενσωματώνεται στην τελική αποκατάσταση (Branemark 1983).

γ) τον κύλινδρο από χρυσόκρμα, που ενσωματώνεται στην τελική αποκατάσταση^{24,25}.

Έτσι, προέκυψε η σκέψη της άμεσης σύνδεσης της προσθετικής αποκατάστασης με το εμφύτευμα, χωρίς την παρεμβολή του διαβλενογόνιου στηρίγματος από τιτάνιο. Η λύση δόθηκε, με την είσοδο σε χρήση του στηρίγματος UCLA(1980).

Το στήριγμα UCLA, απαρτίζεται από ένα κοίλο κύλινδρο, ο οποίος εφαρμόζε με ακρίβεια στο εμφύτευμα και συγκρατούνταν εκεί, με μια βίδα από κράμα τιτανίου. Το κύριο πλεονέκτημα, αυτού του νέου συστήματος, είναι ότι μπορεί να επιτευχθεί καλύτερο αισθητικό αποτέλεσμα, επειδή “παρακάμπτονται” τα προβλήματα που αναφέραμε παραπάνω. Αυτό οφείλεται, στην δυνατότητα που μας δίνεται, ώστε να εξατομικεύσουμε το στήριγμά , με τροποποίηση, κέρωμα και: α) χύτευση σε περίπτωση που είναι εξολοκλήρου από πλαστικό ή, β) επιχύτευση στην περίπτωση που έχει προκατασκευασμένο μεταλλικό τμήμα²⁶. Το διαβλενογόνιο στήριγμα UCLA χρησιμοποιείται σε συγκολλούμενες και σε κοχλιούμενες αποκαταστάσεις, ενώ στο εμπόριο διατίθεται από πολλές εταιρίες ακόμα και στις ημέρες μας (Ti Adapt, Nobel Biocare, Prep Tite, 3i/ Implant Innovations).



Εικόνα 2: Φωτογραφία μηχανικού στηρίγματος τύπου UCLA(Φωτογραφικό αρχείο Η. Γούσια)

Παρά τα εμφανή πλεονεκτήματα, που είχαν τα στηρίγματα UCLA, είχαν και κάποια μειονεκτήματα, όπως: α) το αυξημένο δυναμικό διάβρωσης, ως αποτέλεσμα της επαφής μεταξύ 2 διαφορετικών μετάλλων, β) τη μειωμένη ακρίβεια οριακής προσαρμογής, λόγω της διαδικασίας χύτευσης, γ) την αφύσικα μεγάλη περιεμφυτευματική σχισμή που δημιουργείται, για να επιτύχουμε το επιθυμητό

προφίλ ανάδυσης και δ) την κυανίζουσα απόχρωση στον υπερκείμενο μαλακό ιστό, ιδιαίτερα σε λεπτό βιότυπο, ακόμα και με την χρήση των στηριγμάτων CeraOne (Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden) που χρησιμοποιούσε κεραμικό πυρήνα προκειμένου να καλύψει το μεταλλικό υπόστρωμα²⁷⁻³⁰.

Το αποφασιστικό, όμως, βήμα στον δρόμο για την επίτευξη του τέλειου αισθητικού αποτελέσματος, έγινε με την ανάπτυξη του κεραμικού στηρίγματος από οξείδιο του αλουμινίου(Al_2O_3), του CerAdapt, το οποίο δοκιμάστηκε πρώτη φορά από τους Ingber και Prestipino^{31,11,32}. Το κυριότερο σημείο υπεροχής του κεραμικού στηρίγματος σε σύγκριση με τα μεταλλικά, είναι η αισθητική, λόγω της καλύτερης διάχυσης του φωτός μέσα απ την κεραμική μάζα, ενώ μειονεκτούσε στην αντοχή στην κόπωση, λόγω της ψαθυρής φύσης των κεραμικών. Στη συνέχεια, οι πειραματικές μελέτες των Ingber και Prestipino, με το κεραμικό στήριγμα CeramicCore (Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden), κατέδειξαν και άλλα πλεονεκτήματα των κεραμικών στηριγμάτων σε σύγκριση με τα μεταλλικά στηρίγματα. Τα σημεία υπεροχής είναι τα εξής:^{31,32,11}

- 1.Εξαιρετική ιστική απόκριση (παρόμοια με το τιτάνιο).
- 2.Μπορούν να καθαριστούν με ένα πλαστικό εργαλείο, χωρίς να χαραχτεί η επιφάνεια.
- 3.Εξαιρετική χρωματική απόδοση, επειδή τα κεραμικά είναι διαθέσιμα σε χρώματα παραπλήσια με αυτά των δοντιών.
- 4.Δυνατότητα τροποποίησης με πρόσθεση ή μορφοποίηση κεραμικών υλικών.
- 5.Εν τη απουσία μετάλλου, δεν έχουμε σκούρα χροιά στα ούλα,στην περιοχή, όπου το στήριγμα αναδύεται μέσα από λεπτούς και διαφανείς περιεμφυτευματικούς ιστούς.
- 6.Εξαιρετικός δεσμός με πορσελάνη αλουμίνιας.
- 7.Η ακτινοδιαπερατότητά του, επιτρέπει τον έλεγχο της βίδας συγκράτησης.

Όσον αφορά, την αντοχή των νέων συστημάτων, σε σχέση με τα ήδη υπάρχοντα συστήματα, δεν βρέθηκε διαφορά ανάμεσα στα χρυσοπαλλαδιούχα στηρίγματα UCLA και σε στηρίγματα CeramiCore³³, ενώ οι τιμές που βρέθηκαν μπορούν να ανταποκριθούν στις δυνάμεις μάσησης, όπως αυτές μετρήθηκαν απ'τους Laurell και Lundren³⁴. Σύμφωνα με την έρευνα των Knode και Sorensen το 1994, όπου συνέκριναν, το CeramiCore με το CerAdapt και ένα κλασσικό μεταλλικό στήριγμα UCLA βρέθηκε ότι, το CeramiCore έσπασε σε πολύ χαμηλότερες τιμές (117 N), σε σχέση με τις τιμές (198 N) που έσπασαν (λόγισε η βίδα συγκράτησης) το CerAdapt και το κλασσικό μεταλλικό στήριγμα UCLA. Τα άκρως ενθαρρυντικά στοιχεία που προέκυψαν, οδήγησαν σε μια ραγδαία εξέλιξη των κεραμικών στηριγμάτων, είτε μέσω τροποποίησης της σύνθεσής τους, με σκοπό την βελτίωση των ιδιοτήτων τους, είτε με την εισαγωγή και χρησιμοποίηση νέων κεραμικών υλικών, όπως το οξειδίο του ζirkονίου, ο συνδυασμός ζirkονίας – αλουμίνας και τα σύνθετα πολυμερή με ενίσχυση ινών υάλου (glass fiber reinforced composites)³⁵⁻⁴². Έτσι, καταλήξαμε στην σύγχρονη εποχή, όπου τα κεραμικά στηρίγματα αποτελούν αναπόσπαστο κομμάτι της οδοντιατρικής, καθώς έχει δειχθεί ότι μπορούν να συνδυάσουν υψηλές μηχανικές ιδιότητες με βέλτιστες οπτικές ιδιότητες⁴³⁻⁴⁷.

4. ΤΑΞΙΝΟΜΗΣΗ - ΚΑΤΗΓΟΡΙΟΠΟΙΗΣΗ ΤΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΩΝ

Τα μηχανικά στηρίγματα, που χρησιμοποιούνται στις ημέρες μας, μπορούν να διαχωριστούν-κατηγοριοποιηθούν με πολλούς τρόπους, ανάλογα με την εκάστοτε ιδιότητα που εξετάζουμε:

1) Αναλόγως της σύνδεσης του μηχανικού στηρίγματος με το εμφύτευμα:

1) εξωτερικής σύνδεσης (Branemark,3i), 2) εσωτερικής σύνδεσης (Frialit), 3) κωνικής σύνδεσης (Astra, ΙΤΙ, Ankylos).

2)Αναλόγως του τρόπου κατασκευής τους: 1) προκατασκευασμένα μηχανικά στηρίγματα, 2) εξατομικευμένα μηχανικά στηρίγματα (βιομηχανικά ή εργαστηριακά).

3)Αναλόγως του υλικού κατασκευής τους: 1) μεταλλικά μηχανικά στηρίγματα, 2) κεραμικά μηχανικά στηρίγματα.

5. ΤΑΞΙΝΟΜΗΣΗ ΜΕ ΒΑΣΗ ΤΗΝ ΣΥΝΔΕΣΗ ΤΟΥ ΜΗΧΑΝΙΚΟΥ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΟΣ ΜΕ ΤΟ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑ

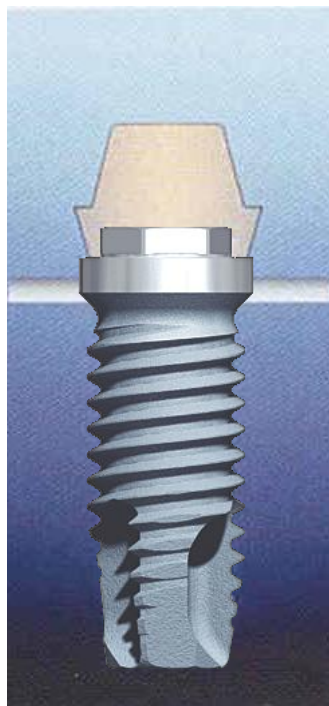
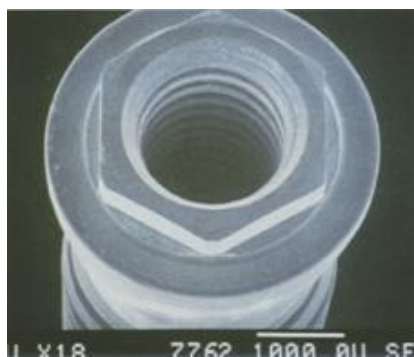
Η περιοχή όπου έχουμε την σύνδεση του μηχανικού στηρίγματος με το τμήμα του εμφυτεύματος που βρίσκεται ενδοστικά, είναι μια αρκετά κρίσιμη περιοχή του συστήματος εμφύτευμα-στήριγμα-αποκατάσταση, καθώς θα καθορίσει σε μεγάλο βαθμό την αντοχή της αποκατάστασης στις μασητικές δυνάμεις, ενώ η πιθανή μηχανική αποτυχία του συστήματος, θα προκύψει στην περιοχή της σύνδεσης και συνηθέστερα, τον ρόλο του αδύναμου κρίκου, τον έχει η βίδα συγκράτησης.

Έρευνες των Asvanund et al 2011⁴⁸ και Balik et al 2011⁴⁹, έδειξαν ότι τα συστήματα εσωτερικής και κωνικής σύνδεσης, υπερτερούν, όσον αφορά την διανομή των δυνάμεων και την αντοχή της σύνδεσης στηρίγματος-εμφυτεύματος, σε σύγκριση με τα συστήματα εξωτερικής σύνδεσης. Ενώ, η μεταφορά αυτή των δυνάμεων, η οποία δεν είναι τόσο ευνοϊκή για τα συστήματα εξωτερικού εξαγώνου, μπορεί να οδηγήσει και σε απώλεια οστού, γύρω από το εμφύτευμα, όπως έδειξε η έρευνα των Lee. E.J et al 2011⁵⁰.

Βεβαίως, οφείλουμε να σημειώσουμε ότι όλα τα συστήματα σύνδεσης, εφαρμόζονται για πολλά χρόνια στον χώρο της οδοντιατρικής, όποτε άπτεται στην διακριτική ευχέρεια και ευκολία χρήσης του εκάστοτε κλινικού, το ποιο σύστημα θα χρησιμοποιήσει.

5. 1 ΣΥΣΤΗΜΑ ΕΞΩΤΕΡΙΚΗΣ ΣΥΝΔΕΣΗΣ

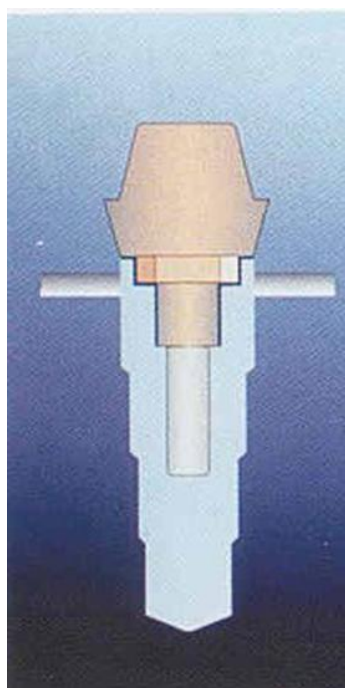
Στο σύστημα εξωτερικής σύνδεσης, το στοιχείο το οποίο, κρατάει σε “συνοχή” το μηχανικό στήριγμα με το εμφύτευμα, είναι η βίδα συγκράτησης, η οποία και δέχεται ουσιαστικά όλο τον όγκο των λειτουργικών δυνάμεων που ασκούνται στην αποκατάσταση.



Εικόνα 3: Σχεδιάγραμμα μιας επιεμφυτευματικής αποκατάστασης με σύνδεση εξωτερικού εξαγώνου. (Εμφύτευμα Friadent, Dentsply, Mannheim, Germany)

5. 2 ΣΥΣΤΗΜΑ ΕΣΩΤΕΡΙΚΗΣ ΣΥΝΔΕΣΗΣ

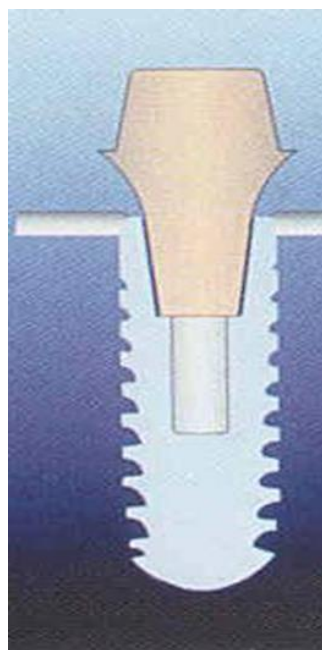
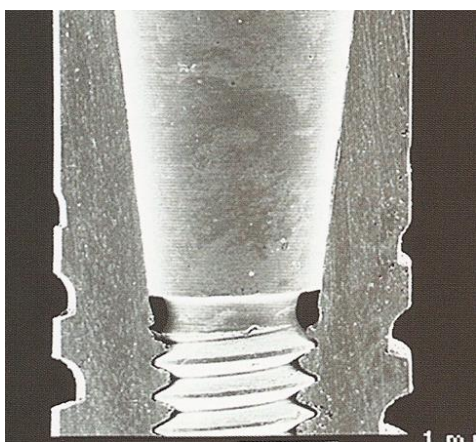
Στο σύστημα εσωτερικής σύνδεσης, η κωνική εσωτερική σχεδίαση, ουσιαστικά επιτρέπει το κλείδωμα των τμημάτων μεταξύ τους και τα συγκρατεί μέσω δυνάμεων τριβής, προστατεύοντας το μηχανικό στήριγμα από κάμψη, λόγω των λειτουργικών δυνάμεων που ασκούνται στην αποκατάσταση. Οφείλουμε να αναφέρουμε, πως η βίδα συγκράτησης, σε αντίθεση με το σύστημα εξωτερικής σύνδεσης όπου παίζει σημαντικό ρόλο, εδώ έχει συμπληρωματικό ρόλο στη διατήρηση της σταθερότητας του συστήματος.



Εικόνα 4: Γραφική απεικόνιση συστήματος εσωτερικής σύνδεσης (Xive, Dentsply, Mannheim, Germany).

5.3 ΣΥΣΤΗΜΑ ΚΩΝΙΚΗΣ ΣΥΝΔΕΣΗΣ (MORSE TAPER)

Στα συστήματα κωνικής σύνδεσης, ουσιαστικά χρησιμοποιείται μια πιο μηχανιστική αντίληψη, όπου το μηχανικό στήριγμα ενσφηνώνεται στο εσωτερικό του εμφυτεύματος, λόγω του συμπληρωματικού σχεδιασμού που έχουν, και στην ουσία, δρουν σαν ένα σώμα από εκεί και πέρα. Η βίδα συγκράτησης, απλά λειτουργεί συμπληρωματικά στην συγκράτηση του συστήματος. Το γεγονός ότι τα 2 τμήματα του συστήματος, δρουν πλέον ως ένα σώμα, ευνοεί την αντοχή του συστήματος στην λειτουργική φόρτιση, ενώ η κωνική σύνδεση και η απόλυτη συμπληρωματικότητα των 2 τμημάτων, αποτρέπει την μικροδιείσδυση στο εσωτερικό του εμφυτεύματος και μειώνει τη βακτηριδιακή αποίκηση.



Εικόνα 5 : Φωτογραφία συστήματος κωνικής σύνδεσης (Ankylos, Dentsply, Mannheim, Germany).

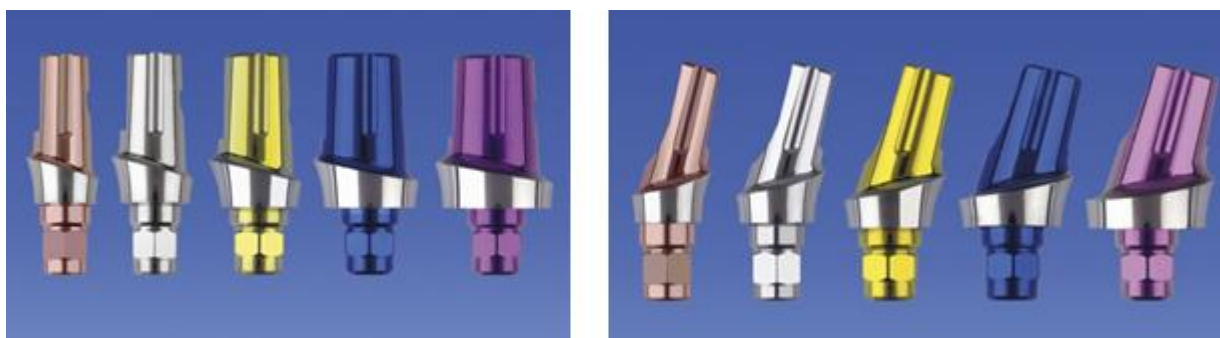
6. ΤΑΞΙΝΟΜΗΣΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΩΝ ΜΕ ΒΑΣΗ ΤΟΝ ΤΡΟΠΟ ΚΑΤΑΣΚΕΥΗΣ

Τα μηχανικά στηρίγματα, ενώ όπως είδαμε παραπάνω, στην αρχή υπήρχαν σε συγκεκριμένες διαστάσεις, στη συνέχεια λόγω των αισθητικών απαιτήσεων, αλλά και λόγω προβλημάτων προσθετικής φύσεως, οδηγήθηκαν στην εξατομίκευση, η οποία έδωσε λύση σε πολλά από τα προβλήματα που υπήρχαν μέχρι τότε.

Ανάλογα με τον τρόπο κατασκευής τους: 1) προκατασκευασμένα, 2) εξατομικευμένα (είτε μηχανικά είτε με την μέθοδο της αποκήρωσης-lost wax technique).

6.1 Προκατασκευασμένα μηχανικά στηρίγματα

Τα στηρίγματα αυτά, προσφέρονται από τις εταιρίες, σε ποικίλες παραλλαγές (σε ύψος, σχήμα, γωνίωση, κ.ά.), έτσι ώστε να επιτρέπουν την αποκατάσταση, των όσο το δυνατόν περισσότερων περιστατικών, είτε χωρίς καθόλου τροποποίηση είτε με μικρές τροποποιήσεις (οι οποίες γίνονται ενδοστοματικά ή εργαστριακά). Πρέπει επίσης να τονιστεί, πως αποτελούν την πιο αξιόπιστη λύση, όσον αφορά τις ιδιότητές τους, λόγω της εργοστασιακής τους παραγωγής και κατά συνέπεια της εξάλειψης του σφάλματος, που πιθανόν να οφείλεται στον ανθρώπινο παράγοντα.



Εικόνα 6: Προκατασκευασμένα μηχανικά στηρίγματα (Φωτογραφικό αρχείο Η. Γούσια)

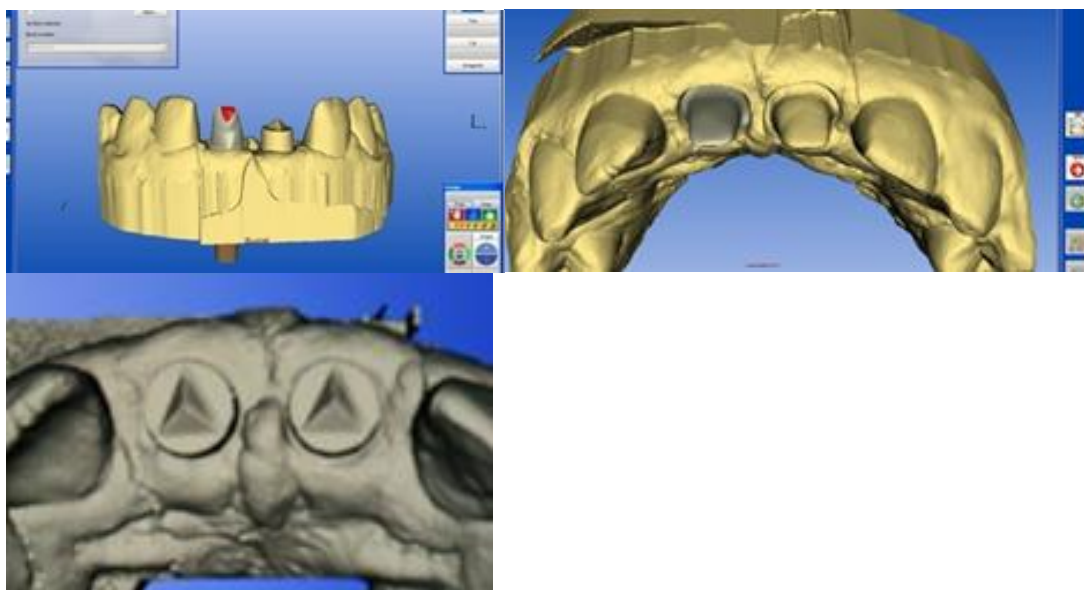
6. 2 Εξατομικευμένα μηχανικά στηρίγματα

Η κατασκευή αυτών των στηριγμάτων, στηρίζεται ουσιαστικά στην τεχνική του κέρινου προπλάσματος, παρόμοια με την τεχνική του μεταλλικού σκελετού των μεταλλοκεραμικών αποκαταστάσεων (lost wax technique). Λόγω, όμως, της εξέλιξης της οδοντιατρικής και των εγγενών μειονεκτημάτων των μεταλλικών στηριγμάτων, οδηγηθήκαμε και στην κατασκευή εξατομικευμένων κεραμικών μηχανικών στηριγμάτων με τη μέθοδο του CAD-CAM. Η εισαγωγή της CAD-CAM τεχνολογίας στην οδοντιατρική, έγινε από τον F. Duret⁵¹ αρχικά για ένθετα και επένθετα και μετέπειτα για στεφάνες, ενώ απ' την δεκαετία του '90 η τεχνική επεκτάθηκε στην κατασκευή εξατομικευμένων μηχανικών στηριγμάτων. Η διαδικασία περιλαμβάνει 2 στάδια:



Εικόνα 7: Εξατομικευμένα μηχανικά στηρίγματα (κεραμικά και μεταλλικά) - (Φωτογραφικό αρχείο Η. Γούσια).

1) Στάδιο σχεδίασης-CAD: Υπάρχουν 2 μέθοδοι: είτε το εκμαγείο εργασίας καταγράφεται μέσω σάρωσης και μετά με ειδικό λογισμικό σχεδιάζεται στον υπολογιστή το μηχανικό στήριγμα (Cerec inLab CAD/CAM, Sirona Dental Systems) ,είτε το εκμαγείο εργασίας καθώς και το κέρωμα σαρώνονται, οι πληροφορίες αυτές συνδυάζονται και σχεδιάζεται το κατάλληλο εξατομικευμένο μηχανικό στήριγμα.



Εικόνα 8 : Το μηχάνημα σάρωσης του εκμαγείου εργασίας και σχεδιασμού του μηχανικού στηρίγματος ή της προσθετικής αποκατάστασης (Φωτογραφικό αρχείο Η. Γούσια).

2) Στάδιο εκτροχισμού-CAM: Στη συνέχεια, οι πληροφορίες, που έχουν προκύψει από το προηγούμενο στάδιο, μεταφέρονται σε μια ειδική μηχανή εκτροχισμού, όπου από ένα προκατασκευασμένο κύβο του υλικού κατασκευής, εκτροχίζεται στην μορφή που επιθυμούμε το μηχανικό στήριγμα.



Εικόνα 9 : Το μηχάνημα εκτροχισμού του προκατασκευασμένου κύβου (ingot) του συστήματος Lava (3M ESPE, USA).

Τα συγκριτικά πλεονεκτήματα αυτού του τρόπου κατασκευής, είναι πως εξαλείφονται αρκετά εργαστηριακά στάδια, τα οποία ενείχαν την πιθανότητα σφάλματος, λόγω των χειρισμών του οδοντοτεχνίτη (κέρινο πρόπλασμα, επένδυση με πυρόχωμα, χύτευση),

ενώ και το γεγονός της εξατομίκευσης, μας μειώνει τις πιθανότητες τροποποίησης της κατασκευής, λόγω μη σωστής έδρασης.

Τέλος, όσον αφορά την διαδικασία εκτροχισμού, τα κεραμικά υλικά, από τα οποία είναι κατασκευασμένοι οι κύβοι (ingots), είτε είναι από το κεραμικό υλικό, όπως θα είναι και στην τελική του μορφή και έτσι εκτροχίζεται (dry milling), είτε είναι σε μια πιο “πρώιμη” φάση του (presintered ή green state) και εκεί εκτροχίζεται και στην συνέχεια ολοκληρώνεται η διαδικασία όπτησης του κεραμικού υλικού υλικού. Η πρώτη διαδικασία, συνήθως αποφεύγεται, καθώς η κοπή των κεραμικών υλικών είναι αρκετά δύσκολη και ακριβή, λόγω της σκληρότητας των κεραμικών υλικών και προτιμάται η δεύτερη. Όμως, στην δεύτερη διαδικασία, οφείλουμε να λαμβάνουμε πάντα υπόψιν μας τη συστολή που θα προκύψει στην μάζα του κεραμικού υλικού μετά την όπτησή του. Έτσι, τα προπλάσματα, εκτροχίζονται σε διαστάσεις μεγαλύτερες, αντίστοιχες με την συστολή του κεραμικού υλικού μετά την όπτησή του.

7. ΤΑΞΙΝΟΜΗΣΗ ΤΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΩΝ ΑΝΑΛΟΓΩΣ ΤΟΥ ΥΛΙΚΟΥ ΚΑΤΑΣΚΕΥΗΣ

Τα πρώτα μηχανικά στηρίγματα που χρησιμοποιήθηκαν ήταν κατασκευασμένα από τιτάνιο, ενώ πλέον τα κεραμικά μηχανικά στηρίγματα είναι εξίσου διαδεδομένα, και θεωρούνται εξίσου αξιόπιστη και τεκμηριωμένη προσέγγιση. Παρακάτω θα διαχωρίσουμε τα στηρίγματα, ανάλογα με το υλικό κατασκευής τους και θα τα αναλύσουμε εκτενώς.

Ανάλογα με το υλικό κατασκευής: **1)** μεταλλικά μηχανικά στηρίγματα (από τιτάνιο ή από χρυσό), **2)** κεραμικά μηχανικά στηρίγματα, τα οποία μπορούν να διαχωριστούν περαιτέρω, ανάλογα με το υλικό του πυρήνα τους: α) πυκνά πορώδης υψηλής καθαρότητας αλουμίνα (Procera) , β) τετραγωνικοί κρύσταλλοι ζirkονίου σταθεροποιημένοι με ύττρια (Lava, Cercon, DCS-Precident DC-Zirkon), γ) αλουμίνα διηθημένη με γυαλί (InCeram Alumina) , δ) αλουμίνα διηθημένη με γυαλί με 35% μερικώς σταθεροποιημένη ζirkονία (In-Ceram Zirconia), ε) συνδυασμός μετάλλου με επικάλυψη από διπυριτικό λίθιο (Empress 2- e.max Press)-υβριδικού τύπου στηρίγματα, **3)** μηχανικά στηρίγματα από υαλονήματα (glass-fiber reinforced abutments).

7. 1 ΜΗΧΑΝΙΚΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΑΠΟ ΜΕΤΑΛΛΟ

7. 1. 1(α) ΓΕΝΙΚΕΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΕΣ ΓΙΑ ΤΟ ΤΙΤΑΝΙΟ

Το τιτάνιο, αποτέλεσε το αρχικό υλικό εκλογής για την κατασκευή και των οστεοενσωματωμένων εμφυτευμάτων και των μηχανικών στηριγμάτων, λόγω κάποιων πολύ ιδιαίτερων χαρακτηριστικών που έχει. Κάποιες από αυτές είναι πως, είναι ένα υλικό το οποίο μπορεί να χαρακτηριστεί, ως οστεοεπαγωγικό, ιδιαίτερα το TiO_2 , οπότε έχουμε την δημιουργία οστεοειδούς πάρα πολύ κοντά στην επιφάνεια του εμφυτεύματος, φαινόμενο πάνω στο οποίο στηρίζεται η οστεοενσωμάτωση¹. Επίσης, το φαινόμενο της παθητικοποίησης, δηλαδή η δημιουργία ενός στρώματος οξειδίων στην επιφάνειά του το οποίο είναι ισχυρά προσκολλημένο στην επιφάνεια και είναι αδιαπέραστο από το οξυγόνο, αναστέλλει ουσιαστικά την περαιτέρω διάβρωση του τιτανίου, καθιστώντας το ένα υλικό φιλικό προς τα κύτταρα του οργανισμού να το αποικήσουν, όπως τα επιθηλιακά κύτταρα, τα οποία θα δημιουργήσουν την επιθηλιακή πρόσφυση του βλεννογόνου στο μηχανικό στήριγμα (το φαινόμενο θα αναλυθεί παρακάτω).

Όσον αφορά τις μηχανικές του ιδιότητες, είναι ένα σχετικά ελαφρύ υλικό με πυκνότητα ($d_{Ti}=4,51 \text{ gr/cm}^3$) μικρότερη των βασικών κραμάτων που χρησιμοποιούνται συνήθως στην οδοντιατρική. Το cpTi, το οποίο χρησιμοποιείται για την κατασκευή των στηριγμάτων έχει μέτρο ελαστικότητας 84-106 MPa και όριο διαρροής 318-415 MPa, και αποτελεί ένα υλικό με αρκετά ικανοποιητικές ιδιότητες για την κατασκευή των επιεμφυτευματικών μηχανικών στηριγμάτων. Επιπρόσθετα πρέπει να αναφερθεί το γεγονός ότι βρίσκεται σε μεγάλες ποσότητες στο φλοιό της γης, σε αντίθεση με τα υπόλοιπα μέταλλα που χρησιμοποιούνται στην οδοντιατρική,

γεγονός που το καθιστά αρκετά φθηνό υλικό.

Και εδώ παρουσιάζεται ως λογικό το ερώτημα, για ποιο λόγο, ενώ το τιτάνιο έχει τόσο καλές ιδιότητες, δεν επικράτησε πλήρως στην οδοντιατρική. Στον τομέα των εμφυτευμάτων, η επικράτησή του ήταν πλήρης, μέχρι την εμφάνιση των κεραμικών υλικών υψηλής αντοχής (high-strength ceramics). Στον τομέα όμως των υλικών για την κατασκευή των μεταλλικών σκελετών των αποκαταστάσεων, ποτέ δεν αποτέλεσε υλικό εκλογής, όπως είναι τα βασικά κράματα, κυρίως τα χρωμιοκοβαλτιούχα. Οι λόγοι που οδήγησαν σε αυτήν την εξέλιξη, είναι το πολύ υψηλό σημείο τήξης του (1780-1800°C), το οποίο δημιούργησε την ανάγκη κατασκευής νέων μηχανών χύτευσης: το πολύ υψηλό δυναμικό οξειδωσής του, μέχρι την δημιουργία της ζώνης παθητικοποίησης, το οποίο μας οδήγησε στο να κάνουμε την χύτευση εν κενώ, υπό πίεση και παρουσία κάποιου ευγενούς αερίου⁵², ενώ και η υψηλή χημική συγγένεια που παρουσιάζει με το πυρίτιο, μας αναγκάζει να κάνουμε την χύτευση σε καλούπια από χαλκό.

7. 1. 1(β) ΜΗΧΑΝΙΚΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΑΠΟ ΤΙΤΑΝΙΟ

Τα μηχανικά στηρίγματα, αποτέλεσαν για πολλά χρόνια την μοναδική θεραπευτική οδό στις επιεμφυτευματικές, και ακόμα αποτελούν μία από τις κυριότερες θεραπευτικές λύσεις, λόγω των ιδιοτήτων που αναφέραμε παραπάνω. Παρόλα αυτά όμως, είχαν και έχουν ένα σημαντικό μειονέκτημα. Την μειωμένη αισθητική απόδοση: καθώς, είτε θα έχουμε το χρωματισμό των περιεμφυτευματικών ιστών με μια κυανίζουσα χροιά, λόγω της προσπίπτουσας ακτινοβολίας στο υποκείμενο μεταλλικό στήριγμα(κυρίως σε ασθενείς με λεπτό βιότυπο ούλων)^{53-58,17}, είτε θα έχουμε ένα γκριζάρισμα της ολοκεραμικής, λόγω του υποκείμενου στηρίγματος και της ακτινοβολίας που απορροφά^{56,59}.

Έτσι, είχαμε ένα υλικό, το οποίο ναι μεν μας ικανοποιούσε μηχανικά, όμως

αισθητικά δημιουργούσε αρκετά προβλήματα, οπότε, νομοτελειακά, η προσοχή στράφηκε στα κεραμικά υλικά.

7. 1. 2(α) ΓΕΝΙΚΕΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΕΣ ΓΙΑ ΤΟΝ ΧΡΥΣΟ

Ο χρυσός, ανήκει στα ευγενή μέταλλα, δηλαδή σε μια ομάδα στοιχείων που από την φύση τους είναι χημικά αδρανή, με ατομικό αριθμό (Α.Α) 79 και ατομικό βάρος 196,9. Έχει θερμοκρασία τήξης τους 1064,43 C° και αποτελεί ένα ευκολοκατέργαστο για το εργαστήριο μέταλλο. Επειδή όμως, ο καθαρός χρυσός είναι πολύ μαλακός, καθίσταται ακατάλληλος για οδοντιατρική χρήση. Για αυτό τον λόγο, οδηγηθήκαμε στην δημιουργία κραμάτων χρυσού με άλλα μέταλλα, όπως ο άργυρος, ο χαλκός, ο ψευδάργυρος, η πλατίνα και άλλα, ώστε να έχουμε κράματα λεπτόκοκκα και με τις κατάλληλες για κάθε περίπτωση μηχανικές ιδιότητες. Με την προσθήκη μικρών ποσοτήτων παλλαδίου, το χρώμα των κραμάτων μετατοπίζεται προς το λευκό. Τα κράματα μεγάλης περιεκτικότητας σε χρυσό έχουν συντελεστή θερμικής διαστολής από 14 μέχρι $14,5 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$, ενώ τα κράματα με μειωμένη περιεκτικότητα σε χρυσό και μεγάλη ποσότητα παλλαδίου εμφανίζουν μεγάλη πτώση του συντελεστή θερμικής διαστολής, έτσι ώστε είναι απαραίτητη η προσθήκη χαλκού, για να επανέλθει ο συντελεστής στις προαναφερθείσες τιμές⁶⁰.

Τα κράματα χρυσού που χρησιμοποιούνται σε επιεμφυτευματικές αποκαταστάσεις, είναι τύπου IV, τα οποία μετά από θερμικές κατεργασίες, εμφανίζουν την μεγαλύτερη σκληρότητα από όλους τους τύπους χρυσοκράματος. Ο τύπος αυτός παρουσιάζει σκληρότητα 150 kg/mm^2 (κατά Vickers), ενώ μετά από σκλήρυνση, αυτό μπορεί να αυξηθεί σε 250 kg/mm^2 (κατά Vickers), έχει τιμή αντοχής στον εφελκυσμό περίπου 500 MN/m^2 , η οποία μπορεί να φτάσει και τα 750 MN/m^2 , μετά από σκλήρυνση. Ενώ τέλος, το μέτρο ελαστικότητας έχει τιμές από 75-105 Mpa, το οποίο εξαρτάται από την σύσταση του κράματος, γι' αυτό και δεν είναι καθορισμένο για την κάθε

κατηγορία κράματος, ενώ έχει τιμές ορίου διαροής 275-310 Μρα⁶¹, τιμές που καθιστούν τα χρυσοκράματα, υλικά με ικανοποιητικές μηχανικές ιδιότητες, με εφαρμογή σε πολλών τύπων αποκαταστάσεις στην οδοντιατρική.

7. 1. 2(β) ΜΗΧΑΝΙΚΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΑΠΟ ΚΡΑΜΑΤΑ ΧΡΥΣΟΥ

Η εισαγωγή των χρυσοκραμάτων, στις επιεμφυτευματικές αποκαταστάσεις, έδωσε λύση στα προβλήματα χώρου για τα προσθετικά υλικά. Ενώ παράλληλα βοήθησε την επίτευξη ιδανικού περιγράμματος της αποκατάστασης με τα συμβατικά εξαρτήματα μέχρι τότε.

Βεβαίως, οφείλουμε να αναφέρουμε τους χρυσοπαλαδιούχους κυλίνδρους, που συνδέονταν στο διαβλενογόνιο στήριγμα τιτανίου, και το οποίο ενσωματωνόταν στο εσωτερικό της τελικής αποκατάστασης και λειτουργούσε ως το μέσο σύνδεσης της τελικής αποκατάστασης με τον κύλινδρο του μηχανικού στηρίγματος τιτανίου. Επειδή όμως, προέκυπταν προβλήματα χώρου (ιδιαίτερα σε οπίσθιες περιοχές), αναγκαζόμασταν να μειώνουμε σε ύψος αυτούς τους χρυσοπαλαδιούχους κυλίνδρους, το οποίο είχε ως συνέπεια την μείωση της συγκράτησης και την υποβάθμιση της σύνδεσης μεταξύ της αποκατάστασης και του στηρίγματος.

Έτσι, προέκυψε η ιδέα της παράκαμψης του διαβλενογόνιου μηχανικού στηρίγματος και της σύνδεσης της αποκατάστασης, απευθείας στο εμφύτευμα. Οι πρώτες προσπάθειες, έγιναν με απευθείας κέρωση στο ανάλογο του εμφυτεύματος στο εκμαγείο εργασίας, οι οποίες παρότι είχαν επιτυχία, ήταν χρονοβόρες, δύσκολες και όχι πολύ ακριβείς. Οπότε, για αυτό τον λόγο, δημιουργήθηκαν προκατασκευασμένα πρότυπα που εφαρμόζουν με ακρίβεια στην κορυφή του εμφυτεύματος (ή του αναλόγου). Αυτοί οι πλαστικοί κύλινδροι με την μεταλλική βάση, που ονομάζονται “στηρίγματα τύπου UCLA”, σχεδιάστηκαν ώστε να ενσωματώνονται στο κέρινο πρόπλασμα, και να εξαχνώνονται κατά την αποκήρωση.

Τα στηρίγματα τύπου “UCLA”, κοχλιώνονται στο εκμαγείο με βίδες τιτανίου και παρασκευάζονται στο επιθυμητό ύψος, ανάλογα με το μασητικό χώρο. Ο πλαστικός σωλήνας (μετέπειτα μεταλλικός), πρέπει να εκτείνεται έως την επιφάνεια της αποκατάστασης, είτε μασητικά για οπίσθιες αποκαταστάσεις, είτε υπερώια για πρόσθιες. Εάν η πορσελάνη της αποκατάστασης, πρόκειται να επεκταθεί υποουλικά, το κολλάρο στην βάση, παραμένει ως έχει, προσφέροντας ένα ελάχιστο μεταλλικό κολλάρο, βελτιώνοντας την δομική ακεραιότητα της αποκατάστασης. Εάν πρόκειται να κατασκευαστεί ολική χυτή αποκατάσταση, προστίθεται κερί, έτσι ώστε το μεταλλικό κολλάρο να αναμιχθεί-ενσωματωθεί στο περίγραμμα της αποκατάστασης. Το τελειωμένο κέρινο πρόπλασμα, επενδύεται με πυρόχρωμα και χυτεύεται με χρυσόκρμα, ανθεκτικό στην ηλεκτρολυτική και γαλβανική διάβρωση.

Οι αποκαταστάσεις αυτού του τύπου, έδωσαν και δίνουν λύσεις, σε περιπτώσεις έλλειψης προσθετικού χώρου, ενώ και το γεγονός πως η πορσελάνη αναδύεται από την παρυφή των ούλων, προσφέρει ένα αισθητικό αποτέλεσμα²⁴.

7. 2 ΚΕΡΑΜΙΚΑ ΜΗΧΑΝΙΚΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ

Πριν όμως περάσουμε στην παρουσίαση και ανάλυση των ειδών των κεραμικών στηριγμάτων που χρησιμοποιούνται στην οδοντιατρική, οφείλουμε να παραθέσουμε κάποιες βασικές γνώσεις και πληροφορίες σχετικά με τα κεραμικά υλικά γενικά, τα οποία θα μας κάνουν πιο εύκολη την κατανόηση των ιδιαίτερων χαρακτηριστικών του κάθε υλικού που χρησιμοποιείται για την κατασκευή των κεραμικών στηριγμάτων.

7. 2. 1 ΚΕΡΑΜΙΚΑ ΥΛΙΚΑ (ΣΥΝΘΕΣΗ-ΔΟΜΗ-ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ)

Ως κεραμικά, ορίζονται μη μεταλλικές, ανόργανες ενώσεις, οι οποίες προκύπτουν από ένωση μετάλλων με αμέταλλα σε υψηλές θερμοκρασίες⁶²⁻⁶⁵. Οι ιδιότητες των κεραμικών σε σχέση με τα μέταλλα:

1. Υψηλή αντοχή στην θλίψη.
2. Χαμηλή θερμική και ηλεκτρική αγωγιμότητα.
3. Υψηλή σκληρότητα (toughness).
4. Αντοχή στην διάβρωση.
5. Χαμηλή αντοχή σε εφελκυσμό.

Κάποιες από τις ιδιότητες των κεραμικών, οφείλονται στον ομοιοπολικό δεσμό και άρα στην έλλειψη ελευθερών ηλεκτρονίων στα μόρια τους (όπως η αντοχή στην διάβρωση και η χαμηλή αγωγιμότητα), ο οποίος δεν επιτρέπει την οριζόντια μετακίνηση των ατόμων (με συνεπακόλουθη μειωμένη αντοχή στον εφελκυσμό), ενώ δεν επιτρέπει και την συμπλησίαση των ατόμων του μοριακού πλέγματος, λόγω απωστικών δυνάμεων μεταξύ των ατόμων (με συνεπακόλουθη αυξημένη αντοχή στην θλίψη). Έτσι, για αρκετά χρόνια, έχοντας υπόψιν τις μηχανικές ιδιότητες των υλικών αυτών, επιδοθήκαμε στην βελτίωση τους. Επειδή, όμως, αυτό που θα μας απασχολήσει αργότερα είναι η τιμή θραύσης των κεραμικών στηριγμάτων, θα ήταν σκόπιμο να ασχοληθούμε πρώτα με τον τρόπο που σπάνε τα κεραμικά υλικά.

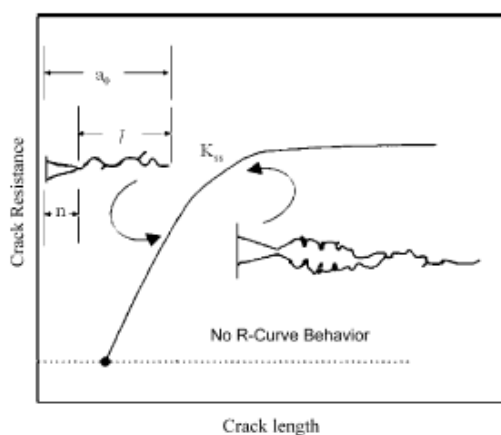
7.2.2 ΘΡΑΥΣΗ ΚΕΡΑΜΙΚΩΝ ΥΛΙΚΩΝ (ΔΗΜΙΟΥΡΓΙΑ ΚΑΙ ΔΙΑΔΟΣΗ ΡΩΓΜΩΝ - crack initiation and crack propagation)

Η θραύση των κεραμικών υλικών, προκύπτει απ' την δημιουργία και διάδοση μιας ρωγμής στην μάζα του κεραμικού υλικού. Αυτή η ρωγμή, ξεκίνησε από κάποια ατέλεια του κεραμικού υλικού (ρωγμή, πόρος, κτλ.) που είτε δημιουργήθηκε κατά την κατασκευή του κεραμικού υλικού (θέρμανση κεραμικού υλικού), είτε κατά τις μηχανικές επεξεργασίες του κεραμικού υλικού (μηχανική λείανση, εκτροχισμός, αμμοβόληση)⁶⁶⁻⁶⁸. Υπάρχουν 3 τύποι διάδοσης των ρωγμών στην μάζα των κεραμικών υλικών: 1) η υποκρίσιμη διάδοση ρωγμών (subcritical crack extension), 2) η σταθερή διάδοση ρωγμών (stable crack extension), και 3) η ασταθής διάδοση ρωγμής (unstable crack extension)⁶⁹. Η υποκρίσιμη διάδοση ρωγμών, είναι η αιτία, για την γνωστή και ως χρονοεξαρτώμενη μείωση της αντοχής των κεραμικών υλικών⁷⁰, όπου η ρωγμή προχωράει σταθερά, αφού πρώτα η τάση φτάσει μια κρίσιμη τιμή, μέχρι ένα σημείο, και μετά με αστάθεια, ως την θραύση του υλικού. Το σημείο αυτό, επηρεάζεται από την σταθερά αντίστασης στην θραύση (fracture toughness- K_{Ic}). Γι' αυτό το λόγο, κατά τη επιλογή των κεραμικών υλικών, αυτό που είναι πολύ σημαντικό να λαμβάνουμε υπόψιν μας, είναι η αντίσταση του υλικού στην διάδοση της ρωγμής, το οποίο δίνεται από την τιμή της δυσθραυστότητας (fracture toughness- K_{Ic})^{71,72}.

7. 2. 3 ΣΥΜΠΕΡΙΦΟΡΑ ΚΑΜΠΥΛΗΣ-R

Σε αυτό το σημείο, οφείλουμε να αναφέρουμε, πως ορισμένα κεραμικά υλικά, εμφανίζουν μια ιδιότυπη συμπεριφορά πριν την θραύση τους. Τα κεραμικά αυτά, παρουσιάζουν μια αυξημένη αντίσταση στην θραύση, σε σταθερού τύπου διάδοση ρωγμής^{73,74}. Το φαινόμενο αυτό ονομάζεται, “συμπεριφορά καμπύλης R”. Αυτή η αύξηση στην αντοχή, μπορεί να αποδοθεί σε διάφορα αίτια. Το κυριότερο αίτιο είναι

η τριβή στο όριο της ρωγμής προκαλώντας τα φαινόμενα γέφυρας (bridging effects), ενώ ένα άλλο αίτιο μπορεί να είναι η αλλαγή φάσης, χαρακτηριστικό των κεραμικών ζirkονίας. Επίσης, οφείλουμε να σημειώσουμε, πως το φαινόμενο αυτό, εμφανίζεται περισσότερο σε μεγάλες ρωγμές, παρά σε μικρές, επειδή η τριβή στο όριο της ρωγμής, αυξάνει με την αντίστοιχη αύξηση στο μέγεθος της ρωγμής⁷⁴⁻⁷⁶. Όπως είναι εύκολα αντιληπτό, η συμπεριφορά αυτή των κεραμικών είναι επιθυμητή, καθώς κάνει το κεραμικό μας υλικό μας να παρουσιάζει μεγαλύτερη αντίσταση στην διάδοση της ρωγμής (άρα να απαιτεί και μεγαλύτερο ποσό ενέργειας για να συνεχιστεί η διαδόση της ρωγμής), όσο αυξάνει το μήκος της ρωγμής (Εικόνα 10)^{74,77}. Κάτι, που αυτονόητα, καθιστά το υλικό μας πιο ανθεκτικό, δίνοντας μας ένα επιπλέον όριο ασφαλείας, πριν τελικά αποτύχει.



Εικόνα 10: Η συνεχόμενη καμπύλη αντιπροσωπεύει ένα κεραμικό που παρουσιάζει συμπεριφορά καμπύλης-R (λειτουργική εξάρτηση αντοχής στη θραύση σε σχέση με το μέγεθος της ρωγμής), ενώ η διακεκομμένη κάτω καμπύλη αντιστοιχεί σε κεραμικό που δεν εμφανίζει συμπεριφορά καμπύλης-R. (Sarkar D 2006)

7. 2. 4 ΑΥΞΗΣΗ ΤΗΣ ΑΝΤΟΧΗΣ ΤΩΝ ΚΕΡΑΜΙΚΩΝ ΥΛΙΚΩΝ

Από τα παραπάνω, αντιλαμβανόμαστε πως η αύξηση της αντοχής των κεραμικών υλικών, είναι θεμελιώδους σημασίας. Κι αυτή η αύξηση στην αντοχή τους, γίνεται με 3 τρόπους:

1) Με την ανάπτυξη θλιπτικών τάσεων στην επιφάνεια του κεραμικού, καθώς έτσι, οποιαδήποτε εφαρμοζόμενη δύναμη, θα πρέπει να ξεπεράσει τις θλιπτικές αυτές τάσεις, πριν αναπτύξει εφελκυσμό στην μάζα του κεραμικού. Αυτό μπορεί να

επιτευχθεί, είτε με τεχνικές χημικής ενίσχυσης, είτε με θερμικές κατεργασίες.

2) Με παρεμπόδιση-αναστολή ανάπτυξης και διακίνησης των ρωγμών, μέσω ενσωμάτωσης στη μάζα του κεραμικού μιας κρυσταλλικής φάσης σε διασπορά μέσα στην υαλώδη μήτρα. Αυτή η κρυσταλλική φάση, είτε εισάγεται απευθείας στην μάζα του υλικού είτε αναπτύσσεται μέσω μιας ελεγχόμενης διαδικασίας.

3) Αύξηση των θλιπτικών και παράλληλα μείωση των εφελκυστικών τάσεων στην μάζα του κεραμικού υλικού, μέσω τήξης του κεραμικού υλικού πάνω σε μεταλλικό υπόστρωμα.

Από τους 3 τρόπους που αναφέρθηκαν παραπάνω, ο μοναδικός που μπορεί να εφαρμοστεί για να αυξήσει την αντοχή των ολοκεραμικών στηριγμάτων, είναι ο δεύτερος. Μέσω αυτής της διαδικασίας, αναπτύχθηκαν τα διάφορα συστήματα ολοκεραμικών συστημάτων, τα οποία θα αναλυθούν παρακάτω.

Στις ημέρες μας, τα κεραμικά υλικά που χρησιμοποιούνται κυρίως για την κατασκευή μηχανικών στηριγμάτων, είναι η αλουμίνα και η ζirkονία, και σιγά σιγά αρχίζουν να κατασκευάζονται και κεραμικά στηρίγματα από διπυριτικό λίθιο.

7.2.5 ΚΕΡΑΜΙΚΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΑΠΟ ΟΞΕΙΔΙΟ ΤΟΥ ΑΡΓΙΛΙΟΥ (Al₂O₃) (dense sintered aluminum oxide) υψηλής καθαρότητας (99,9%).

7.2.5(α) ΓΕΝΙΚΕΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΕΣ ΓΙΑ ΤΟ ΟΞΕΙΔΙΟ ΤΟΥ ΑΡΓΙΛΙΟΥ-ΑΛΟΥΜΙΝΑ (Al₂O₃)

Η αλουμίνα, ουσιαστικά είναι υψηλά συντηγμένο οξείδιο του αργιλίου (Al₂O₃), υψηλής καθαρότητας και χρησιμοποιείται ως υλικό για την κατασκευή κεραμικών μηχανικών στηριγμάτων, ολοκεραμικές στεφάνες, καθώς και γέφυρες μέχρι 3 τεμάχια στην πρόσθια περιοχή. Παρουσιάζει αντοχή στην κάμψη μεταξύ 487 με 699 Μpa,

πυκνότητα κρυσταλλικής δομής $3,94\text{g/cm}^3$, ενώ οι τιμές δυσθραυστότητας που έχουν καταγραφεί, είναι μεταξύ $4,48$ και $6 \text{ Mpa/m}^{1/2}$ ⁷⁸⁻⁸². Τα στηρίγματα μορφοποιούνται υπό υψηλή πίεση απουσία υγρασίας σε μια μορφή, η οποία δεν είναι πλήρως συντηγμένη, παρουσιάζει πορότητα-εμφάνιση σαν κιμωλίας-και έχει διαστάσεις 20% μεγαλύτερες, από τις τελικές επιθυμητές διαστάσεις, και το υλικό κατά την σύντηξη του συρρικνώνεται στις τελικές του διαστάσεις. Στη συνέχεια, οι κόκκοι του οξειδίου του αλουμινίου συντήκονται (sintering), στους 1550°C επί 1 ώρα και προκύπτει το τελικό μας κεραμικό υλικό με την αυξημένη αντοχή στην θραύση. Το οξείδιο του αργιλίου, δεν παρουσιάζει συμπεριφορά καμπύλης-R, έτσι παρουσιάζει σταθερή αντοχή στη διάδοση των ρωγμών-δυσθραυστότητα (fracture toughness), όσο αυξάνεται το μέγεθος της ρωγμής, ενώ η ενίσχυση της κρυσταλλικής τους δομής, γίνεται με την εισαγωγή κρυστάλλων στην μάζα τους εξ αρχής και η παρεμπόδιση στη διάδοση των ρωγμών, γίνεται με την απορρόφηση της ενέργειας που χρειάζεται για την διάδοσή της.

7. 2. 5(β) ΚΕΡΑΜΙΚΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΑΠΟ ΟΞΕΙΔΙΟ ΤΟΥ ΑΡΓΙΛΙΟΥ (Al_2O_3)

Το οξείδιο του αργιλίου, χρησιμοποιήθηκε ως υλικό για την κατασκευή μηχανικών στηριγμάτων, όχι μόνο για τις καλές μηχανικές ιδιότητες έχει και παρουσιάστηκαν παραπάνω, αλλά και για την αισθητική απόδοση που προσέφερε.

Η ελαφρά κυανίζουσα χροιά, με την οποία χρωματίζονταν οι περιεμφυτευματικοί ιστοί, υπήρξε πρόβλημα στην επανορθωτική οδοντιατρική, και μας ανάγκασε να στραφούμε στα κεραμικά υλικά, για την κατασκευή των στηριγμάτων μας. Το οξείδιο του αργιλίου, με το χρώμα του, το οποίο προσομοιάζει αρκετά με το χρώμα των δοντιών, αποτελεί ένα ιδανικό υπόστρωμα για την επιεμφυτευματική μας στεφάνη, ενώ αποτελεί καλύτερη αισθητικά λύση, από τα στηρίγματα οξειδίου του ζirkονίου,

τα οποία θα αναλυθούν παρακάτω και των οποίων το χρώμα, χαρακτηρίζεται αρκετά “άσπρο”⁸³⁻⁸⁵.

Επίσης, παρά τις ικανοποιητικές μηχανικές ιδιότητες που παρουσιάζει στην τελική του μορφή μας δίνει την δυνατότητα, να κάνουμε τις τελικές τροποποιήσεις-παρασκευή του κεραμικού στηρίγματος στο στόμα του ασθενούς, κερδίζοντας μας αρκετό κλινικό και εργαστηριακό χρόνο, γνωρίζοντας ωστόσο πως αυτή η διαδικασία εισάγει πολλές ρωγμές στην μάζα του κεραμικού υλικού⁸³⁻⁸⁵.

Ενώ, ως μειονέκτημά τους, μπορεί να θεωρηθεί η ακτινοδιαυγαστικότητα του κατά τον ακτινογραφικό έλεγχο, και φυσικά η μειωμένη αντοχή τους στη θραύση συγκρινόμενη με τις αντίστοιχες τιμές άλλων υλικών κατασκευής κεραμικών στηριγμάτων^{86,87}.

Έτσι, το 1993, καταλήγουμε στην κατασκευή του πρώτου κεραμικού στηρίγματος από οξείδιο του αργιλίου, το CerAdapt (Nobel Biocare). Το στήριγμα αυτό, ήταν ένας κύλινδρος (12 χιλιοστά σε ύψος και 6 χιλ. σε διάμετρο), ο οποίος διαμορφωνόταν είτε στο στόμα είτε στο εργαστήριο ακολουθώντας συγκεκριμένες οδηγίες, ενώ έπρεπε να περάσουν αρκετά χρόνια μέχρι τα στηρίγματα αυτά να εξατομικεύονται βιομηχανικά μέσω της τεχνολογίας Procera (Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden). Υπό αυτές τις συνθήκες, έχουμε την κατασκευή των πρώτων κεραμικών στηριγμάτων και την αποκατάστασή τους με ολοκεραμικές στεφάνες.

In vivo έρευνα των Andersson et al⁸⁸, παρουσίασε ποσοστά επιβίωσης 93,3% για τα στηρίγματα CerAdapt σε περίοδο παρακολούθησης 1 έως 3 ετών, σημειώνοντας ωστόσο πως τα κεραμικά στηρίγματα απαιτούν πιο προσεκτικούς κλινικούς χειρισμούς σε σύγκριση με τα στηρίγματα τιτανίου, ενώ όσον αφορά τους περιεμφυτευματικούς ιστούς, και τα 2 είδη στηριγμάτων προώθησαν την υγεία τους.

Επίσης, in vivo έρευνα των Andersson et al⁸⁹ έδειξε ποσοστά επιβίωσης των

κεραμικών στηριγμάτων 98,1% σε 5 χρόνια παρακολούθησης, και 94,7% σε γέφυρες που στηρίζονται σε στηρίγματα οξειδίου του αργιλίου, οπότε η χρήση τους για γέφυρες μικρού μήκους θεωρείται ασφαλής. Ενώ και η έρευνα των Henriksson/Jemt⁹⁰, συμφωνεί και προτείνει τα κεραμικά στηρίγματα οξειδίου του αργιλίου, ως ασφαλή και αξιόπιστη λύση για την αποκατάσταση μονήρους εμφυτεύματος.

7. 2. 6 ΚΕΡΑΜΙΚΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΑΠΟ ΖΙΡΚΟΝΙΑ (ΥΤΖΡ)

7. 2. 6(α) ΓΕΝΙΚΕΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΕΣ ΓΙΑ ΤΗ ΖΙΡΚΟΝΙΑ

Το ζirkόνιο είναι μέταλλο (Α.Α:40), και ανακαλύφθηκε το 1789. Έχει σχετική πυκνότητα 6.49g/cm³, σημείο τήξης στους 1,852°C και σημείο βρασμού στους 3,580°C. Έχει εξαγωνική κρυσταλλική δομή και γκρι απόχρωση. Το ζirkόνιο δεν απαντάται στην φύση σε καθαρή μορφή, αλλά μπορεί να βρεθεί ως ορυκτό, όταν είναι συνδεδεμένο με πυριτιούχα οξείδια (ZrSiO₄, γνωστό και ως ζirkον) ή ως ελεύθερο οξείδιο (ZrO₂, γνωστό και ως Βατελλίτης-Baddeleyite)⁹¹. Τα ορυκτά δεν μπορούν να χρησιμοποιηθούν ως βασικά συστατικά στην οδοντιατρική, λόγω των προσμίξεων άλλων στοιχείων μετάλλων που χρωματίζουν την μάζα τους και λόγω κάποιων φυσικών ραδιονουκλεϊδίων, όπως η ουράνια, τα οποία τα κάνουν-αυτά τα ορυκτά-ραδιενεργά. Για αυτό το λόγο, δημιουργήθηκαν περίπλοκες και χρονοβόρες διαδικασίες καθαρισμού, για να παράγουν καθαρή σκόνη ζirkονίου, η οποία μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε βιοιατρικές εφαρμογές⁹¹.

7. 2. 6(β) ΙΑΤΡΙΚΕΣ ΚΑΙ ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΤΗΣ ΖΙΡΚΟΝΙΑΣ

Υλικά με βάση την ζirkονία, αρχικά παρουσιάστηκαν για βιοιατρική χρήση, στην ορθοπεδική για αρθροπλαστικές ισχίου, λόγω των εξαιρετικών μηχανικών ιδιοτήτων που παρουσίαζε και της βιοσυμβατότητας του^{91,92}. Τα κεραμικά ζirkονίας έχουν

χρησιμοποιηθεί επίσης στην οδοντιατρική^{93,94}, ως υλικό για στεφάνες καθώς και για κατασκευή του σκελετού προσθετικών αποκαταστάσεων-γεφυρών^{95,96}, ως υλικό προκατασκευασμένων αξόνων ή/και πυρήνων αξόνων⁹⁷, ως υλικό για κατασκευή μηχανικών στηριγμάτων εμφυτευμάτων⁹⁸, ή ακόμα και ως υλικό κατασκευής εμφυτευμάτων^{99,100}. Ενώ επίσης, προτάθηκε η χρήση τους, πάλι στην οδοντιατρική, για ορθοδοντικά σύρματα¹⁰¹, συνδέσμους ακριβείας καθώς και για κατασκευή χειρουργικών και κοπτικών εργαλείων.

7. 2. 6(γ) ΣΤΑΘΕΡΟΠΟΙΗΣΗ ΤΗΣ ΖΙΡΚΟΝΙΑΣ

Με την προσθήκη σταθεροποιητικών οξειδίων στην καθαρή ζirkονία, όπως το ασβέστιο (CaO), μαγνήσιο (MgO), δημήτριο (CeO₂), ή ύττρια (Y₂O₃), η μετατροπή φάσεων του υλικού μπορεί να ανασταλεί, και έτσι με αυτή την διαδικασία, να κατασκευαστεί το υλικό σε πολυφασική μορφή, με την ονομασία σταθεροποιημένη ζirkονία, σε θερμοκρασία δωματίου^{91,102}.

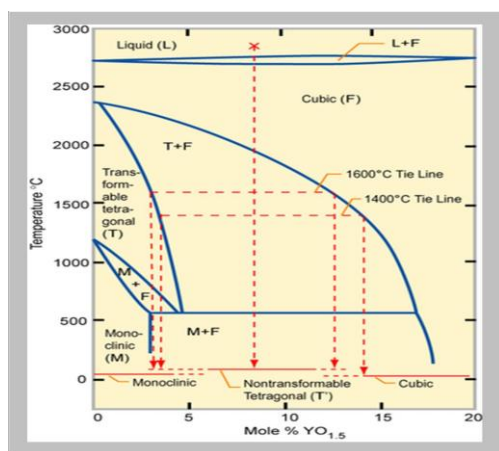
Πλήρως σταθεροποιημένη ζirkονία παράγεται, όταν προστεθούν παραπάνω από 16mol% CaO (7.9wt %), 16mol% MgO (5.86wt %), ή 8mol% Y₂O₃ (13.75wt %) στο οξείδιο του ζirkονίου (ZrO₂) και αυτό έχει κυβική μορφή. Ωστόσο, οι υψηλότερες τιμές μηχανικών ιδιοτήτων λαμβάνονται, όταν η ζirkονία είναι σε πολυφασική μορφή, γνωστή ως μερικώς σταθεροποιημένη ζirkονία (PSZ)¹⁰³.

Μέσα από έρευνες, έχουν δοκιμαστεί πολλές μορφές μερικώς σταθεροποιημένης ζirkονίας, όπως η μερικώς σταθεροποιημένη ζirkονία με μαγνήσιο (Mg-PSZ), η οποία είναι από τα πιο διαδεδομένα σε χρήση κεραμικά στην μηχανική, για την οποία δείχτηκε ότι η ενίσχυση της μέσω μετατροπή φάσης είναι λιγότερο διακριτή-ορατή σε σχέση με την τετραγωνική μορφή ζirkονίας σταθεροποιημένη με ύττρια (Y-TZP)¹⁰⁴. Ενώ τέλος, τα κεραμικά ζirkονίας ενισχυμένα με δημήτριο, χρησιμοποιήθηκαν ελάχιστα, παρότι παρουσίαζαν εξαιρετική σκληρότητα, ενώ δεν παρουσίαζαν και

γήρανση^{105,106}.

7. 2. 6(δ) ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΣ ΦΑΣΗΣ - ΜΗΧΑΝΙΣΜΟΣ ΣΚΛΗΡΥΝΣΗΣ ΤΗΣ ΖΙΡΚΟΝΙΑΣ

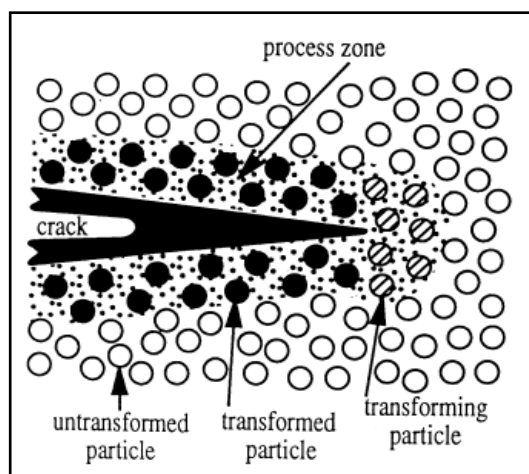
Η ζirkονία, μπορεί να βρεθεί σε 3 κρυσταλλογραφικές μορφές: 1) την μονοκλινή φάση(M), η οποία απαντάται σε θερμοκρασίες μεταξύ θερμοκρασίας δωματίου και 1,170°C, 2) την τετραγωνική φάση (T), μεταξύ 1,170 και 2,370°C και 3) την κυβική φάση (F) η οποία απαντάται πάνω από τους 2,370°C (Εικόνα 11).



Εικόνα 11: Διαγράμμα φάσεων του συστήματος ζirkονίας- ύττριας. (M: μονοκλινή, T: τετραγωνική, F: κυβική) (Piconi and Maccauro 1999).

Παρουσία μικρών ποσοτήτων σταθεροποιητικών οξειδίων, όπως το Y₂O₃, έχουμε την δυνατότητα να φτιάξουμε σε θερμοκρασία δωματίου μερικώς σταθεροποιημένα κεραμικά ζirkονίας (PSZ), τα οποία όμως είναι πλήρως στην τετραγωνική φάση, τα οποία περιγράφονται ως τετραγωνικοί πολυκρυσταλλοί ζirkονίας (TZP). Μέσω ομοιογενούς διασποράς κόκκων σταθεροποιητικών οξειδίων σε υπόστρωμα κυβικής μορφής, ποσότητες ζirkονίας μπορούν να διατηρηθούν σε μια σταθερή κατάσταση, που του επιτρέπει να μετατραπεί στην μονοκλινή φάση¹⁰². Μέσω αυτής της διαδικασίας, το υλικό αποκτά έναν μηχανισμό αναστολής διάδοσης της ρωγμής, άρα έναν μηχανισμό ενδυνάμωσής του, ο οποίος ονομάζεται “σκλήρυνση μέσω μετασχηματισμού”¹⁰³. Οι τετραγωνικοί κόκκοι ZrO₂ μπορούν να μετασχηματιστούν στην μονοκλινή φάση, όταν ασκηθούν δυνάμεις στο υπόστρωμα, όπως συμβαίνει

δηλαδή κατά τη διάδοση ρωγμών⁹¹. Έτσι, με αυτή την μετατροπή στην κορυφή της ρωγμής, δημιουργείται ένα πεδίο συμπιεστικών τάσεων, λόγω της αύξησης του όγκου (3 με 5%) των τετραγωνικών κόκκων που μετασχηματίστηκαν στη μονοκλινή φάση. Αυτό το φαινόμενο που περιγράφηκε, ουσιαστικά δρα ενάντια στην διάδοση των ρωγμών (Εικόνα 12). Οπότε, η ενέργεια για την θραύση του υλικού, διαμοιράζεται ανάμεσα στην μετατροπή από την τετραγωνική στην μονοκλινή φάση και στην διαδικασία να υπερκεράσει τις συμπιεστικές τάσεις του υποστρώματος, λόγω της αύξησης του όγκου των κόκκων. Συνεπώς, η διάδοση των ρωγμών αναστέλλεται και η σκληρότητα του κεραμικού υλικού αυξάνεται^{91,102}.



Εικόνα 12 :Σχηματική αναπαράσταση του μηχανισμού “σκλήρυνσης μέσω μετασχηματισμού” στα κεραμικά TZP (Piconi and Maccauro 1999).

7. 2. 6(ε) ΤΕΤΡΑΓΩΝΙΚΟΙ ΠΟΛΥΚΡΥΣΤΑΛΛΟΙ ΖΙΡΚΟΝΙΑΣ ΣΤΑΘΕΡΟΠΟΙΗΜΕΝΟΙ ΜΕ ΥΤΤΡΙΑ (YTZP)

Η πιο συχνά χρησιμοποιούμενη μορφή κεραμικών ζιρκονίας, είναι η ζιρκονία σταθεροποιημένη με ύττρια. Η προσθήκη 2-3% mol ύττριας (Y_2O_3) ως σταθεροποιητικός παράγοντας ζιρκονίας, επιτρέπει την συσσωμάτωση ενός πλήρως τετραγωνικού κεραμικού υλικού ζιρκονίας, από 100% σταθεροποιημένους τετράγωνους κόκκους, γνωστό και ως “τετραγωνικοί πολυκρύσταλλοι ζιρκονίας σταθεροποιημένοι με ύττρια”- “yttrium-tetragonal zirconia polycrystals” (Y-TZP)¹⁰¹. Η ποσότητα της τετραγωνικής φάσης σε θερμοκρασία δωματίου και άρα και οι

μηχανικές ιδιότητες των Y-TZP κεραμικών, σχετίζονται με το περιεχόμενο ύτριο και το μέγεθος των κόκκων τού, την θερμοκρασία της διαδικασίας παραγωγής, καθώς και από την πίεση που ασκείται πάνω τους από το υπόστρωμα-μήτρα⁹¹. Η προσθήκη Y_2O_3 σε μεγαλύτερες συγκεντρώσεις, παράγει ένα πλήρως σταθεροποιημένο κεραμικό ζirkονίας στην κυβική φάση, η οποία παρουσιάζει μειωμένη αντοχή στην θραύση¹⁰⁷. Ενώ τέλος, οφείλουμε να ανφέρουμε πως, η μετατροπή από την τετραγωνική στην μονοκλινή φάση των κεραμικών Y-TZP, δεν εξαρτάται μόνο από το περιεχόμενο οξειδίου του ύτριου (Y_2O_3), αλλά και από την διασπορά του στην μάζα του υλικού. Εξαιτίας αυτού του φαινομένου, είτε τα σταθεροποιητικά οξείδια προστίθενται στα πρώτα στάδια παραγωγής της κεραμικής σκόνης είτε να συνκατακρημνίζονται μαζί με άλατα ZrO_2 ή επενδύουν τους κόκκους ZrO_2 , κατά την διαδικασία παραγωγής σκόνης ζirkονίας⁹¹.

7. 2. 6(στ) ΓΗΡΑΝΣΗ ΤΗΣ ΖΙΡΚΟΝΙΑΣ ΣΤΑΘΕΡΟΠΟΙΗΜΕΝΗΣ ΜΕ ΥΤΤΡΙΟ (YTZP)

Λόγω της συνεχούς έκθεσης των αποκαταστατικών μας υλικών στο σάλιο, άρα σε ένα υγρό περιβάλλον, τα κεραμικά υλικά και η μακρόχρονη προγνώση και επιβίωση τους, δεν εξαρτάται μόνο από την ανάπτυξη και διάδοση των ρωγμών, αλλά και από την επίδραση που έχουν τα υγρά στην συνθεσή τους. Ειδικότερα τα κεραμικά του οξειδίου του ζirkονίου, τα οποία είναι ευάλωτα στην επίδραση υγρών, προκαλώντας υποβάθμιση των μηχανικών τους ιδιοτήτων¹⁰⁵. Το συγκεκριμένο φαινόμενο γήρανσης, ονομάζεται υποβάθμιση χαμηλής θερμοκρασίας-“*low temperature degradation (LTD)*” και συμβαίνει λόγω της προοδευτικής αυθόρμητης μετατροπής της τετραγωνικής φάσης του κεραμικού στην μονοκλινή φάση, όταν αυτό είναι σε επαφή με νερό ή υδρατμούς¹⁰⁷, σωματικά υγρά, κατά την διάρκεια της αποστείρωσης με ατμό⁹¹, ενώ ακόμα και μη υδατικά διαλύματα με χημική σύσταση παρόμοια με του

νερού, μπορούν να “αποσταθεροποιήσουν” το Y-TZP, προκαλώντας υποβάθμιση της ισχύος του^{107,108}.

Τα ιδιαίτερα χαρακτηριστικά της γήρανσης του Y-TZP, είναι πως η μετατροπή της τετραγωνικής μορφής στην μονοκλινή ξεκινά από την επιφάνεια και συνεχίζει προς το εσωτερικό του υλικού και συμβαίνει ταυτόχρονα με την μικροσκοπική και μακροσκοπική θραύση τού. Οι ιδιότητες του υλικού που επηρεάζονται είναι η ισχύς του υλικού, η σκληρότητα και η πυκνότητά του, οι οποίες μειώνονται, ενώ έχει δειχθεί πως η μείωση του μεγέθους των κόκκων ή/και η αύξηση της συγκέντρωσης των σταθεροποιητικών οξειδίων μπορούν να μειώσουν τον ρυθμό μετατροπής, άρα και τον ρυθμό της γήρανσης. Ενώ τέλος, ο ρυθμός του φαινομένου της γήρανσης του Y-TZP, πέρα από την χημική σύσταση (έχει προταθεί η αρχική ποσότητα μονοκλινούς φάσης κάθε επιφάνειας υλικού σε επαφή με το στοματικό περιβάλλον να είναι κάτω από 10%¹⁰⁵), εξαρτάται και από την διάρκεια της έκθεσης στο μέσο γήρανσης, την φόρτιση της κεραμικής αποκατάστασης και τις κατασκευαστικές διαδικασίες, οι οποίες επηρεάζουν την μικροδομή του υλικού^{105,108}.

7. 2. 6(ζ) ΕΠΙΦΑΝΕΙΑΚΕΣ ΚΑΙ ΘΕΡΜΙΚΕΣ ΚΑΤΕΡΓΑΣΙΕΣ ΤΗΣ ΖΙΡΚΟΝΙΑΣ ΣΤΑΘΕΡΟΠΟΙΗΜΕΝΗΣ ΜΕ ΥΤΤΡΙΟ (YTZP)

Το γεγονός πως τα κεραμικά στηρίγματα, κατασκευάζονται από διαδικασίες CAD-CAM, δεν σημαίνει ότι πριν παραδοθεί στον κλινικό οδοντίατρο από το εργαστήριο, δεν παρεμβάλλονται και κάποιες κατεργασίες του κεραμικού υλικού, που σκοπό έχουν την λείανση του υλικού καθώς και την βελτίωση των χαρακτηριστικών του.

Λείανση-Στίλβωση Γενικώς, η λείανση αυξάνει την αντοχή των κεραμικών που περιέχουν τετραγωνικούς κρυστάλλους ζirkονίας, λόγω της μετατροπής από την τετραγωνική φάση στην μονοκλινή των κρυστάλλων του υλικού, με την συνεπακόλουθη αύξηση στον όγκο των κρυστάλλων, η οποία δημιουργεί

συμπιεστικές δυνάμεις στην επιφάνεια του κεραμικού υλικού σε βάθος μερικών μικρών (μm)¹⁰³. Αυτή η ζώνη συμπιεστικών τάσεων, εμποδίζει την δημιουργία ή διάδοση ρωγμών, παράλληλα όμως προάγει τις επιφανειακές βλάβες. Για το λόγο αυτό, ένα τμήμα αυτής της ζώνης αφαιρείται και έτσι η ισχύς του υλικού μειώνεται. Επίσης, ρόλο στην ισχύ του κεραμικού υλικού, παίζουν τα κοπτικά εργαλεία που χρησιμοποιούνται για την λείανση και η θερμοκρασία που αναπτύσσεται κατά την κατεργασία-γι αυτό και προτείνεται η λείανση με καταιονισμό νερού¹⁰⁹, καθώς επίσης και ο προσανατολισμός της λείανσης σε μία κατεύθυνση, μιας και υπάρχουν ενδείξεις, πως η θραύση του κεραμικού όταν αυτό φορτιστεί, ξεκινά από τις ρωγμές που σχηματίστηκαν απ'την λείανση και οι οποίες ήταν κάθετες στην κατεύθυνση λείανσης¹¹⁰. Ενώ τέλος, οφείλουμε να τονίσουμε πως, η στύλβωση από μόνη της με αδρά μέσα προκαλεί τον σχηματισμό της συμπιεστικής ζώνης και άρα βελτιώνει την αντοχή του υλικού ενάντια στην γήρανση, ενώ η στύλβωση μετά από λείανση με πιο λεπτόκοκκα μέσα, αφαιρεί μεν ένα τμήμα της συμπιεστικής επιφανειακής ζώνης, σε μεγαλύτερη έκταση όμως αφαιρεί και μεγάλο μέρος των ρωγμών που είχαν δημιουργηθεί, βελτιώνοντας έτσι την αντοχή στην κάμψη του κεραμικού υλικού¹¹⁰.

Αμμοβόληση Η αμμοβόληση, προκαλεί στα κεραμικά υλικά, μεγάλο αριθμό ρωγμών στην επιφάνεια του, ταυτόχρονα όμως παρουσιάζουν την μεγαλύτερη αντοχή στην κάμψη, λόγω της της μεγάλης ποσότητας μονοκλινών κρυστάλλων που δημιουργήθηκαν μετά την αμμοβόληση του υλικού¹¹⁰.

Θερμικές κατεργασίες Οι θερμικές κατεργασίες, οι οποίες έπονται των μηχανικών κατεργασιών, έχουν αντίθετα αποτελέσματα, από αυτά των μηχανικών. Έτσι, ενώ η λείανση και η αμμοβόληση αυξάνουν την ισχύ των κεραμικών Y-TZP, όταν ακολουθεί κάποια θερμική κατεργασία (ασχέτως του χρόνου έκθεσης), εξαιτίας της θερμότητας έχουμε την αντίστροφη μετατροπή από μονοκλινή σε τετραγωνική φάση,

επιτρέποντας έτσι στις ρωγμές που δημιουργήθηκαν από την αμμοβολή, να επεκταθούν ευκολότερα, μιας και πλέον δεν υπάρχει η συμπίεστική ζώνη στην επιφάνεια του κεραμικού, μειώνοντας έτσι τις μηχανικές ιδιότητές του¹¹⁰. Λόγω της υποβάθμισης που μπορεί να προκληθεί στις μηχανικές ιδιότητες του κεραμικού υλικού, θα πρέπει να είμαστε πολύ φειδωλοί με τις κατεργασίες, καθώς το ζirkόνιο έχει χαμηλή θερμική αγωγιμότητα, και κάποια σημειακή αύξηση στην θερμοκρασία της μάζας του κεραμικού, δεν θα γίνει έγκαιρα αντιληπτή.

Συνοψίζοντας, και όσον αφορά την κλινική εφαρμογή, μια μεγάλη ποσότητα μονοκλινούς μορφής κρυστάλλων, είναι επιθυμητή στην επιφάνεια του κεραμικού, όμως μια πολύ μεγάλη ποσότητα, θα είχε αντίθετα αποτελέσματα, οδηγώντας σε μικροσπασίματα και υποβάθμιση των ιδιοτήτων του υλικού και τελική θραύση τού, λόγω αργής ανάπτυξης ρωγμών, η οποία δεν εμποδίζεται από κάτι. Οπότε, επιδίωξή μας, πρέπει να είναι ένα κεραμικό υλικό, το οποίο, ναι μεν θα είναι λιγότερο ισχυρό, αλλά είναι και πιο σταθερό¹¹⁰.

7. 2. 6(η) ΜΗΧΑΝΙΚΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ (ABUTMENTS) ΑΠΟ ΖΙΡΚΟΝΙΑ ΣΤΑΘΕΡΟΠΟΙΗΜΕΝΗ ΜΕ ΥΤΤΡΙΟ (YTZP)

Τα μηχανικά στηρίγματα από Y-TZP προάγουν την ένωση με τους μαλακούς ιστούς¹¹¹ και επιτρέπουν την δημιουργία υγιών περιεμφυτευματικών μαλακών ιστών^{98,112,113}. Μια συστηματική ανασκόπηση, απόκαλυψε πως τα στηρίγματα από Y-TZP, διατηρούν το επίπεδο του οστού γύρω από το εμφύτευμα εξίσου καλά με στηρίγματα από τιτάνιο(Ti), κράμα χρυσού(Au) ή από αλουμίνα¹¹⁴.

Έρευνες in-vitro επιεμφυτευματικών μονήρων στεφανών (κατασκευασμένες με την τεχνική CAD-CAM) με μηχανικά στηρίγματα από Y-TZP, είτε προκατασκευασμένα¹¹⁵⁻¹¹⁸ είτε εξατομικευμένα¹¹⁹, επιβεβαίωσαν την δυνατότητα τους να ανταπεξέλθουν σε φυσιολογικές μασητικές δυνάμεις. Ενώ, κλινικές έρευνες

έδειξαν, πως τα μηχανικά στηρίγματα από οξειδίο του ζirkονίου, έχουν ποσοστά επιβίωσης 100%, μετά από 4 με 6 χρόνια παρακολούθησης^{98,120}.

7. 2. 7 ΜΗΧΑΝΙΚΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ (ABUTMENTS) ΑΠΟ ΣΥΝΔΥΑΣΜΟ ΜΕΤΑΛΛΙΚΟΥ ΥΠΟΣΤΡΩΜΑΤΟΣ ΜΕ ΕΠΙΚΑΛΥΨΗ ΚΕΡΑΜΙΚΟΥ (hybrid abutments)

Η βάση αυτής της κατασκευής, έγκειται στην συνένωση των θετικών χαρακτηριστικών των 2 υλικών, του μετάλλου και του κεραμικού.

Από την μία θα έχουμε την αυξημένη αντοχή στην θραύση, την αντοχή στην κόπωση και τις επιφανειακές ιδιότητες της υποκείμενης μεταλλικής βάσης του στηρίγματος, ενώ από την άλλη, η ανεπιθύμητη μεταλλική χρώση, καλύπτεται με το κεραμικό υλικό, το οποίο έχει καλύτερες αισθητικές ιδιότητες.

Η πρώτη προσπάθεια, έγινε με την κατασκευή του στηρίγματος CeraOne (Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden)¹²¹, το οποίο ουσιαστικά αποτελούνταν από μια καλύπτρα από αλουμίνα υψηλής καθαρότητας, που κάλυπτε το μεταλλικό άξονα του στηρίγματος. Όμως, το αισθητικό πρόβλημα συνέχισε να υφίσταται, η προσπάθεια εγκαταλείφθηκε και η έρευνα στράφηκε προς τα ολοκεραμικά στηρίγματα υψηλής αντοχής.

Έχοντας πλέον γνώση των δυνατοτήτων και των μειονεκτημάτων των ολοκεραμικών στηριγμάτων, υπήρξε η σκέψη να επιστρέψουμε στην γενική ιδέα του συνδυασμού του μεταλλικού υποστρώματος με την κεραμική επικάλυψη. Η κεραμική επικάλυψη, θα είναι από θερμοσυμπιεζόμενο κεραμικό (e-max Press, διπυριτικό λίθιο), το οποίο συνδυάζει και αρκετά υψηλές μηχανικές ιδιότητες για κεραμικό, αλλά ταυτόχρονα έχει πολύ καλές αισθητικές ιδιότητες, μιας και μας δίνει την δυνατότητα επιλογής από μια ποικιλία χρωμάτων, γεγονός που ευνοεί την τελική αισθητική της αποκατάστασης.

7. 2. 7(α) ΣΥΣΤΑΣΗ ΚΕΡΑΜΙΚΩΝ ΔΙΠΥΡΙΤΙΚΟΥ ΛΙΘΙΟΥ

Η σύσταση των κεραμικών διπυριτικού λιθίου, είναι χαλαζίας, διοξείδιο του λιθίου, οξείδιο του φωσφόρου, αλουμίνα, οξείδιο του καλίου και κάποια άλλα συστατικά. Η αρχή πάνω στην οποία στηρίχθηκε η κατασκευή των κεραμικών διπυριτικού λιθίου, είναι η εισαγωγή κρυσταλλικών δομών στο υαλώδες υπόστρωμα, πριν τον σχηματισμό της αποκατάστασης, έτσι ώστε οι ενισχυτικές ουσίες να αυξηθούν, εντός της μάζας του κεραμικού. Πιο συγκεκριμένα, το σχηματισμένο υαλοκεραμικό, περνάει στην φάση της όπτησης, όπου ειδικές θερμικές κατεργασίες προκαλούν την κατακρήμνιση και αύξηση των κρυστάλλων, εντός της μάζας του υαλώδους υποστρώματος. Εξαιτίας του γεγονότος, ότι οι ενισχυτικές ουσίες, προέρχονται χημικά, από άτομα του ίδιου του υαλώδους υποστρώματος, μπορούμε να πούμε ότι και η σύσταση του αυτού υποστρώματος αλλάζει¹²². Αυτή η σύσταση, δημιουργεί ένα κεραμικό αρκετά ανθεκτικό στις θερμικές μεταβολές, λόγω της μικρής θερμικής διαστολής που συμβαίνει κατά την κατασκευή του. Οι αποκαταστάσεις από κεραμικά διπυριτικού λιθίου, μπορούν να κατασκευαστούν είτε με την τεχνική του κέρινου προπλάσματος και την συμπίεση του κεραμικού, είτε με τις νέες τεχνολογίες κοπής CAD-CAM¹²².

7. 2. 7(β) ΜΙΚΡΟΔΟΜΗ ΚΕΡΑΜΙΚΩΝ ΔΙΠΥΡΙΤΙΚΟΥ ΛΙΘΙΟΥ

Η μικροδομή των κεραμικών αυτών, ουσιαστικά αποτελείται από κρυστάλλους διπυριτικού λιθίου (70%) σε μορφή βελόνας, οι οποίοι είναι εμβυθισμένοι στο γυάλινο υπόστρωμα. Οι κρύσταλλοι αυτοί, έχουν μεγέθη από 3 έως 6 μm σε μήκος.

Ωστόσο, οφείλουμε να σημειώσουμε, ότι οι κύβοι από τους οποίους προέρχονται οι αποκαταστάσεις-στηρίγματα, δεν είναι στην τελική κρυσταλλική μορφή του υλικού, αλλά σε μια ενδιάμεση κρυσταλλική φάση (blue state), όπου η κοπή των κύβων είναι ευκολότερη, αν και το κεραμικό έχει, ήδη, αρκετά υψηλές μηχανικές ιδιότητες και

σταθερότητα διαστάσεων, ακόμα και σε αυτήν την ενδιάμεση φάση. Η μικροδομή σε αυτήν την ενδιάμεση-μερικώς κρυσταλλοποιημένη φάση, αποτελείται σε ποσοστό 40% από κρυστάλλους, σε σχήμα αιμοπεταλίου, μεταπυριτικού λιθίου, εμβυθισμένοι στο υπόστρωμα υάλου και μεγέθη από 0,2 έως 1 μm ¹²³.

7. 2. 7(γ) ΧΡΩΜΑΤΙΚΗ ΑΠΟΔΟΣΗ ΚΕΡΑΜΙΚΩΝ ΔΙΠΥΡΙΤΙΚΟΥ ΛΙΘΙΟΥ

Τα κεραμικά διπυριτικού λιθίου, παρουσιάζουν το πλεονέκτημα ότι προσφέρονται σε αρκετές αποχρώσεις, οπότε η τελική χρωματική απόδοση της επιεμφυτευματικής μας αποκατάστασης, μπορεί να βελτιωθεί πάρα πολύ, εάν έχουμε δημιουργήσει ένα κατάλληλο χρωματικά υπόστρωμα με την κεραμική επικάλυψη από διπυριτικό λίθιο.

Η χρώση των κεραμικών αυτών, γίνεται με τον διασκοπισμό πολυδύναμων ιόντων στην υαλώδη μήτρα, τα οποία επειδή διασκορπίζονται σχετικά ομοιογενώς, και επειδή το κεραμικό είναι μονοφασικό, αποτρέπονται ατέλειες στη χρωματική απόδοση του υλικού. Ενώ, αξίζει να αναφερθεί, ότι στα κεραμικά διπυριτικού λιθίου, τα οποία όμως θα κοπούν για την κατασκευή της τελικής μας αποκατάστασης, το τελικό τους χρώμα προκύπτει μετά την κοπή και όπτησή τους, όταν το μεταπυριτιούχο λίθιο έχει μετατραπεί σε διπυριτικό λίθιο, καθώς στην ενδιάμεση φάση τους, τα χρωστικά πολυδύναμα ιόντα είναι σε μια οξειδωμένη φάση και προσδίδουν στον κύβο του υλικού, μια μπλε απόχρωση, εξ' ου και η ονομασία blue state, που αποδίδει αυτή την ενδιάμεση μετακρυσταλλική φάση του υλικού¹²³.

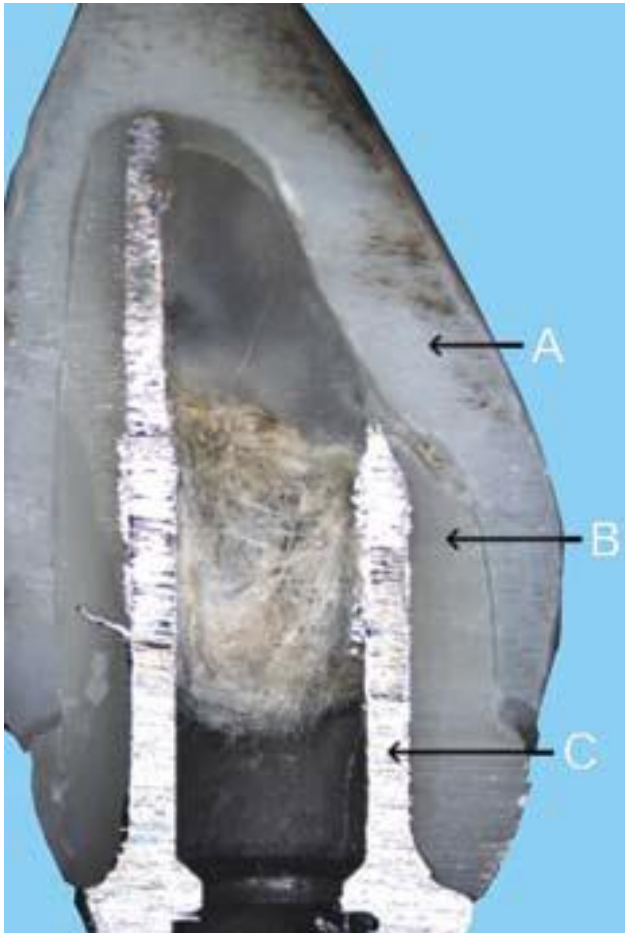
7. 2. 7(δ) ΜΗΧΑΝΙΚΕΣ ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ ΚΕΡΑΜΙΚΩΝ ΔΙΠΥΡΙΤΙΚΟΥ ΛΙΘΙΟΥ

Η αντοχή στην θραύση του υλικού μετρήθηκε στα 300-400 Mpa, ενώ και η τιμή της δυσθραυστότητας του κεραμικού διπυριτικού λιθίου, η σημαντικότητα της οποίας αναφέρθηκε παραπάνω, μετρήθηκε σε 2.8 και 3.5 Mpa/m^{1/2}^{124,125}.

7. 2. 7(ε) ΜΗΧΑΝΙΚΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΑΠΟ ΚΕΡΑΜΙΚΑ ΔΙΠΥΡΙΤΙΚΟΥ ΛΙΘΙΟΥ

Το διπυριτικό λίθιο, ενώ χρησιμοποιείται αρκετά συχνά ως υλικό για την κατασκευή ολόκληρης της αποκατάστασης, δηλαδή όχι μόνο ως υλικό πυρήνα με άλλη κεραμική επικάλυψη, δεν έχει χρησιμοποιηθεί για την κατασκευή ολοκεραμικών μηχανικών στηριγμάτων, όπως π.χ. το ζirkόνιο, παρότι τα δύο κεραμικά υλικά παρουσιάζουν καλές μηχανικές ιδιότητες και φυσικά κλινικά αποδεκτές. Η μοναδική έρευνα που χρησιμοποιεί τα κεραμικά διπυριτικού λιθίου, είναι η έρευνα των Kim et al¹²⁶, όπου έχουμε την χρήση του διπυριτικού λιθίου, ως κεραμικό επικάλυψης, σε μεταλλικές βάσεις, από χρωμιοκοβαλτιούχο κράμα, λειτουργώντας έτσι, ως ένα μεταλλοκεραμικό-”υβριδικό” μηχανικό στήριγμα. Έτσι, στην έρευνα των Kim et al¹²⁶, τα υβριδικά στηρίγματα, παρουσίασαν μεγαλύτερη αντοχή στην θραύση(901.67 N) σε σχέση με τα στηρίγματα ζirkονίου(480.01 N), ενώ και τα δύο είδη στηριγμάτων παρουσιάζουν ικανοποιητική αντοχή για τις δυνάμεις που ασκούνται στο στόμα (90 έως 370 N).

Το γεγονός, πως δεν υπάρχουν αρκετές έρευνες στην συγκεκριμένη γενική ιδέα, παρά τα αρκετά ενθαρρυντικά στοιχεία, καθιστούν το πεδίο αυτό αρκετά πρόσφορο για έρευνα, και ήταν ένας από τους λόγους που μας οδήγησαν να ασχοληθούμε με τη συγκεκριμένη εργασία.



Εικόνα 13 : Οβελιαία τομή του υβριδικού στηρίγματος, A) Ολοκεραμική στεφάνη, B) Κεραμικό τμήμα (θερμοσυμπιεζόμενο κεραμικό διπυριτικού λιθίου- e-max Press) υβριδικού στηρίγματος, C) μεταλλική υποκατασκευή-βάση υβριδικού στηρίγματος (Kim et al 2009)

7. 2. 8 ΜΗΧΑΝΙΚΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ (ABUTMENTS) ΑΠΟ ΥΑΛΟΝΗΜΑΤΑ (FIBER-REINFORCED ABUTMENTS)

Μια εναλλακτική πρόταση, επίσης, στα ολοκεραμικά στηρίγματα, μπορούν να είναι τα πολυμερή ενισχυμένα με υαλονήματα. Τα υλικά αυτά έχουν αποχρώσεις παρόμοιες με τα δόντια και προσφέρουν υψηλή αντοχή στην θραύση και στον εφελκυσμό. Στην πιλοτική έρευνα των Behr et al¹²⁷, είχαμε την κατασκευή τέτοιων στηριγμάτων και την αποκατάστασή τους με ολοκεραμικές στεφάνες και γέφυρες 4 τεμαχίων από πολυμερή υλικά και συγκρίθηκαν με στηρίγματα από τιτάνιο. Τα αποτελέσματα έδειξαν καλύτερες μηχανικές ιδιότητες μεν, στα στηρίγματα τιτανίου, όμως η αντοχή και των δύο ειδών στηριγμάτων ήταν διπλάσια από τις τιμές που ασκούνται στο στοματογναθικό σύστημα. Μια παράμετρος, η οποία θέλει διερεύνηση είναι η κατεύθυνση των υαλονημάτων, καθώς εδώ ήταν τοποθετημένα με μια κατεύθυνση

στην μήτρα του πολυμερούς, και εικάζεται, πως αν είχαμε διασταυρούμενες τις κατευθύνσεις, ίσως να είχαμε καλύτερη μηχανική συμπεριφορά του πολυμερούς. Το αδύναμο σημείο της αποκατάστασης με το πολυμερές στήριγμα, ήταν η σύνδεση μεταξύ του πολυμερούς και της βίδας συγκράτησης, και για αυτό προκρίνεται η συγκολλούμενη αποκατάσταση, εάν πρόκειται για μόνιμη αποκατάσταση (με τα αναμενόμενα προβλήματα σε περίπτωση ανάγκης αντικατάστασης).

Λαμβάνοντας υπόψιν τα παραπάνω, τα στήριγματα από πολυμερή ενισχυμένα με υαλονήματα, κατόπιν περαιτέρω ερευνών, μπορούν να αποτελέσουν εναλλακτική επιλογή, ειδικά όσον αφορά το κόστος στις μόνιμες αποκαταστάσεις (φθηνότερα των μεταλλικών ή κεραμικών στηριγμάτων), ή ως στήριγματα σε μεταβατικές επιεμφυτευματικές αποκαταστάσεις (λόγω των ικανοποιητικών μηχανικών ιδιοτήτων). Ενώ όσον αφορά, την αισθητική απόδοση, κρίνεται μεν ικανοποιητική, αλλά με ένα αισθητικό πρόβλημα στο όριο της στεφάνης, λόγω του αυχένα του εμφυτεύματος.



Εικόνα 14 :Πρωτότυπο στήριγμα από πολυμερές ενισχυμένο με υαλονήματα, με βίδα συγκράτησης (Behr et al.2001)

8. ΒΙΟΛΟΓΙΚΕΣ ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΩΝ

Η βιοσύμβατότητα των μηχανικών στηριγμάτων, ουσιαστικά καθορίζεται από 2 παράγοντες: 1) την δυνατότητα που προσφέρουν στα κύτταρα του οργανισμού να προσκολληθούν πάνω τους και να σχηματίσουν επιθηλιακή πρόσφυση, και 2) την δυνατότητα προσκόλλησης βακτηριακών στελεχών στην επιφάνεια τους και η δυνατότητα απομάκρυνσής τους, με σκοπό την διατήρηση της υγείας των περιεμφυτευματικών ιστών.

8.1 ΕΠΙΘΗΛΙΑΚΗ ΠΡΟΣΦΥΣΗ ΣΤΑ ΜΗΧΑΝΙΚΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ

Ο βλεννογόνος γύρω από τα εμφυτεύματα τιτανίου, έχει ελεγχθεί και σε ανθρώπους και σε πειραματόζωα, μέσα στη διάρκεια του χρόνου¹²⁸⁻¹³³. Και έχει δειχθεί, ότι το τμήμα του βλεννογόνου, που έρχεται σε επαφή με το μηχανικό στήριγμα από τιτάνιο, μπορεί να χωριστεί σε 2 περιοχές: 1) μια οριακή ζώνη, που φιλοξενεί το συνδετικό επιθήλιο, και 2) μια πιο ακρορριζική περιοχή, που αποτελείται από συνδετικό ιστό πλούσιο σε ίνες^{128,131,132}. Πειράματα *in vitro*¹³⁴, και *in vivo*¹³⁵, έδειξαν ότι το συνδετικό επιθήλιο του περιεμφυτευματικού βλεννογόνου συνδέεται με την επιφάνεια του εμφυτεύματος μέσω ημιδεσμοσωματίων, ενώ οι Berglundh et al.^{128,130} και Buser et al.¹³¹, από πειράματα σε σκύλους, παρατήρησαν και διατύπωσαν την άποψη ότι ο συνδετικός ιστός στην διεπιφάνεια εμφυτεύματος-βλεννογόνου, έχει τα χαρακτηριστικά ουλής (δηλαδή αραιός σε κύτταρα και αγγειακές δομές και πλούσιος σε ίνες κολλαγόνου). Επίσης, η σημασία της πρόσφυσης του επιθηλιο-συνδετικού ιστού για την διατήρηση της οστεοενσωμάτωσης, τονίστηκε ιδιαίτερα από τους Berglundh et al.¹²⁹, Abrahamsson et al.¹³² και Berglundh & Lindhe¹³³.

Καθώς όμως, η ανάγκη για πιο αισθητικές επιεμφυτευματικές αποκαταστάσεις μεγάλωσε και τα κεραμικά στηρίγματα άρχισαν να χρησιμοποιούνται ευρέως, αρχίσαμε να έχουμε και τα πρώτα ενθαρρυντικά δείγματα για το πόσο ευνοϊκό

περιβάλλον είναι ένα κεραμικό στήριγμα για την επιθηλιακή πρόσφυση. Έτσι, στην έρευνα των Abrahamsson et al.¹³⁶, βλέπουμε πόσο σημαντικό ρόλο παίζει το υλικό κατασκευής του μηχανικού στηρίγματος στην επιθηλιακή πρόσφυση, αφού τα στηρίγματα από τιτάνιο και τα κεραμικά στηρίγματα αλουμίνιας 1) παρουσίασαν παρόμοιες συνθήκες επούλωσης του βλεννογόνου στην επιφάνεια του εμφυτεύματος και 2) επέτρεψαν την δημιουργία πρόσφυσης, η οποία αποτελούνταν από τμήμα και συνδετικού και επιθηλιακού ιστού, ενώ τα στηρίγματα από κράμα χρυσού και οδοντιατρική πορσελάνη, δεν παρουσίασαν αντίστοιχα αποτελέσματα. Τα αποτελέσματα αυτά, όσον αφορά την σύνθεση του περιεμφυτευματικού βλεννογόνου, έρχονται σε συμφωνία με τις έρευνες των Berglundh et al.^{128,129}, Abrahamsson et al.¹³², Cochran et al.¹³⁷, ενώ και οι ευνοϊκές συνθήκες επούλωσης που δημιούργησαν είχαν προβλεφθεί, μέσα από τα πειράματα των McKinney et al.¹³⁸, Akagawa et al.¹³⁹, τα οποία είχαν χρησιμοποιήσει “κεραμικά” εμφυτεύματα από κρυστάλλους ζαφειριού. Επίσης συμπεράναμε, ότι το κεραμικό στήριγμα δημιουργεί ευνοϊκές συνθήκες πρόσφυσης, λόγω της ίδιας της φύσης του υλικού, καθώς θεωρείται αδρανές (δεν απελευθερώνει οξείδια του αλουμινίου) και βιοσυμβατό (δεν έδειξε κυτταροτοξικότητα, ελάχιστη αντίδραση ξένου σώματος και επέτρεψε την δημιουργία ενός στρώματος κυττάρων στην επιφάνεια του), ενώ αντίστοιχα αδρανές και βιοσυμβατό υλικό θεωρείται και το οξείδιο του ζirkονίου, καθώς δεν παρουσίασε κυτταροτοξικότητα στους ινοβλάστες, ενώ οι δοκιμασίες τερατογόνου και καρκινογόνου δυναμικού ήταν αρνητικές⁹¹.

Λόγω όμως της εκτεταμένης χρήσης των κεραμικών στηριγμάτων διαφόρων τύπων, κι όχι μόνο αλουμίνιας, και των ταυτόχρονα εξίσου θετικών αποτελεσμάτων πρόσφυσης, οφείλουμε να διατυπώσουμε, ότι τα αποτελέσματα αυτά, απορρέουν από τις καλύτερες βιο-συγκολλητικές ιδιότητες των κεραμικών και των “τύπου-

κεραμικών” (βλέπε διοξείδιο του τιτανίου), σε σχέση με τις αντίστοιχες ιδιότητες των μετάλλων¹⁴⁰, καθώς επίσης και από το γεγονός, πως όντας πιο ανθεκτικά στην διάβρωση και πιο σταθερά χημικά, επιτρέπουν την προσκόλληση και πολλαπλασιασμό κυττάρων σε επαφή με την επιφάνεια τους.

8. 2 ΒΑΚΤΗΡΙΑΚΗ ΠΡΟΣΚΟΛΛΗΣΗ ΣΤΑ ΜΗΧΑΝΙΚΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ

Πριν ξεκινήσουμε να συγκρίνουμε τις διαφορές που υπάρχουν, όσον αφορά την βακτηριακή προσκόλληση μεταξύ κεραμικών μηχανικών στηριγμάτων και μηχανικών στηριγμάτων από τιτάνιο, θα περιγράψουμε την διαδικασία της βακτηριακής προσκόλλησης στις επιφάνειες του εμφυτεύματος και το πώς αυτή πιθανόν να επηρεάζεται από το υλικό του μηχανικού στηρίγματος. Όπως είναι γνωστό, η μικροβιακή χλωρίδα, γύρω από τα εμφυτεύματα είναι παρόμοια αυτής γύρω από τα δόντια, οπότε οι παθογονικοί μηχανισμοί που προκαλούν οστική απώλεια γύρω από τα δόντια δρουν με παρόμοιο τρόπο και στο οστό γύρω από το εμφύτευμα, προκαλώντας πιθανές απώλειες εμφυτευμάτων¹⁴¹. Η διαδικασία του σχηματισμού πλάκας σε διάφορες επιφάνειες, ξεκινά με τον σχηματισμό ενός επίκτητου υμενίου¹⁴². Το υμένιο αυτό, αποτελείται συνήθως από πρωτεΐνες του σάλιου και ακύτταρα βακτηριακά ένζυμα, και λειτουργεί ως μια επιφάνεια, στην οποία τα βακτήρια θα προσκολλώνται, καθώς θα σχηματίζεται το βιουμένιο¹⁴². Η αρχική προσκόλληση ξεκινά με την αλληλεπίδραση μεταξύ βακτηρίων και επιφάνειας, σε κάποια συγκεκριμένη απόσταση: ουσιαστικά, έχουμε την δράση ελκτικών δυνάμεων van der Waals και ηλεκτροστατικών αποθητικών δυνάμεων¹⁴³.

Έχοντας υπόψιν μας, τον παραπάνω μηχανισμό αντιλαμβανόμαστε πόσο σημαντικός παράγοντας είναι το δυναμικό “κατακράτησης πλάκας” των επιφανειών των μηχανικών στηριγμάτων στην διατήρηση της υγείας των περιεμφυτευματικών

ιστών και στην αποφυγή απωλειών εμφυτευμάτων. Υπάρχουν όμως και άλλοι παράγοντες που παίζουν ρόλο στην αρχική προσκόλληση των βακτηρίων στην επιφάνεια του εμφυτεύματος, όπως η απόσταση του βακτηρίου από την επιφάνεια, η ιοντική δύναμη του περιβάλλοντος μέσου (όπως το σάλιο), η επιφανειακή ελεύθερη ενέργεια του βακτηρίου και της στοματικής επιφάνειας, καθώς και η αδρότητα της επιφάνειας^{144,145}. Έτσι, προέκυψαν αρκετά ενθαρρυντικά στοιχεία, υπέρ των κεραμικών μηχανικών στηριγμάτων, όσον αφορά την προσκόλληση των βακτηρίων.

Στην έρευνα των Rimondini et al¹⁴⁶, έχουμε σαφείς ενδείξεις ότι το δυναμικό βακτηριακής προσκόλλησης και αποίκησης των κεραμικών υλικών είναι χαμηλότερο σε σχέση με το τιτάνιο, καθώς παρατήρησαν ότι οι επιφάνειες από τιτάνιο καλύφθηκαν με ένα πιο ομοιογενή τρόπο από βακτήρια, σε σχέση με την επιφάνεια του κεραμικού υλικού (YTZP), που είχε αποικιστεί από μικρές “φωλιές” βακτηρίων (κυρίως κόκκους, λίγα μικρά ραβδία και καθόλου μακριά ραβδία, δηλαδή ενδείξεις ανώριμης πλάκας¹⁴⁷). Επίσης, η παρουσία έκτοπων επιθηλιακών κυττάρων στην επιφάνεια κεραμικών στηριγμάτων ζirkονίας (YTZP), αποτελεί ένδειξη πως αυτού του είδους τα κεραμικά έχουν βελτιωμένες ιδιότητες σχηματισμού επιθηλιακής πρόσφυσης.

Οι έρευνες των Scarano A et al¹⁴⁸ και Grossner- Schreiber B et al¹⁴⁹, έδειξαν μικρότερες ποσότητες βακτηρίων σε επιφάνειες εμφυτευμάτων τιτανίου επικαλυμμένες με νιτρίδια σε σχέση με απλά εμφυτεύματα τιτανίου, για την πρώτη έρευνα, ενώ για την δεύτερη είχαμε λιγότερα βακτήρια σε επιφάνειες ζirkονίου επικαλυμμένες με νιτρίδια, πάλι σε σχέση με επιφάνειες τιτανίου. Αυτά τα αποτελέσματα, έρχονται σε συμφωνία με τα αποτελέσματα της εργασίας των Scarano et al¹⁴⁴, που παρατήρησε μειωμένη παρουσία βακτηρίων σε επιφάνειες από οξειδίου του ζirkονίου σε σχέση με επιφάνειες από τιτάνιο και απέδωσε αυτά τα

αποτελέσματα στις επιφανειακές ιδιότητες του οξειδίου του ζirkονίου, και ιδιαίτερα στην ηλεκτρική αγωγιμότητά του. Βέβαια, η ύπαρξη συσχέτισης μεταξύ προσκόλλησης και ηλεκτρικής αγωγιμότητας, διατυπώθηκε πρώτα από τους Poortinga et al.^{150,151}, οι οποίοι έδειξαν, ότι κατά την διάρκεια της προσκόλλησης, ανάλογα με την αντίσταση του υποστρώματος, τα βακτήρια είτε δίνουν είτε λαμβάνουν ηλεκτρόνια από το υπόστρωμα, και τα βακτήρια που δίνουν ηλεκτρόνια στο υπόστρωμα, προσκολλώνται ισχυρότερα σε σχέση με τα βακτήρια που δέχτηκαν ηλεκτρόνια από το υπόστρωμα. Έτσι, καταδεικνύεται, ο ρόλος που παίζει η μεταφορά ηλεκτρονίων στην βακτηριακή προσκόλληση σε επιφάνειες.

Από τα παραπάνω, καταλήγουμε στο συμπέρασμα, ότι τα κεραμικά υλικά (οξειδίου της αλουμίνας, οξείδιο του ζirkονίου, διπυριτικό λίθιο), όχι μόνο μπορούν να χαρακτηριστούν βιοσυμβατά υλικά, όπως το τιτάνιο, το οποίο χρησιμοποιείται κυρίως για την κατασκευή μηχανικών στηριγμάτων, αλλά αποτελούν υπέρτερα υλικά, και όσον αφορά την προαγωγή της επιθηλιακής πρόσφυσης, αλλά και ως προς την αποτροπή αποίκησης από παθογόνους μικροοργανισμούς.

9. ΟΠΤΙΚΕΣ ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ ΤΩΝ ΚΕΡΑΜΙΚΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΩΝ

Η είσοδος των κεραμικών υλικών στην οδοντιατρική, έγινε κυρίως για λόγους αισθητικής, οπότε και η χρήση των κεραμικών μηχανικών στηριγμάτων, δεν θα μπορούσε να αποτελέσει εξαίρεση. Η πρόκληση για τον οδοντίατρο ξεκινά από το γεγονός ότι πρέπει να αναπληρώσει χαμένους μαλακούς και σκληρούς ιστούς, λόγω της απώλειας τους μετά την εξαγωγή ενός τραυματισμένου ή περιοδοντικού δοντιού, ή λόγω μιας τραυματικής χειρουργικής εξαγωγής ή λόγω μιας συγγενούς έλλειψης¹⁵². Στη συνέχεια, η κατάλληλη χειρουργική τεχνική, η σωστή θέση του εμφυτεύματος, καθώς και η καλή διαχείριση των υπάρχοντων μαλακών ιστών, μπορεί να μας βοηθήσουν να οδηγηθούμε σε έναν αισθητικό αποτέλεσμα¹⁵³⁻¹⁵⁵. Τέλος, η χρήση της σωστής προσθετικής αποκατάστασης, θα μας βοηθήσει να επιτύχουμε το ιδανικό χρώμα και σχήμα των ούλων^{156,157}, ενώ σε όλη αυτήν την διαδικασία δεν πρέπει να παραβλεφθεί ο ρόλος της χρήσης μηχανικών στηριγμάτων με εξατομικευμένα προφίλ ανάδυσης, τα οποία διαμορφώσαμε εμείς καταλλήλως και μεταφέρθηκαν στην τελική προσθετική αποκατάσταση¹⁵⁸.

Βέβαια, παρά τη χρήση των ολοκεραμικών αποκαταστάσεων, ο συνδυασμός μιας ολοκεραμικής αποκατάστασης με ένα μεταλλικό μηχανικό στήριγμα, δεν προσέφεραν ικανοποιητικά αποτελέσματα. Αυτό ερευνήθηκε, και τα αποτελέσματα από την εργασία των Nakamura et al¹⁵⁹, ήταν αποθαρρυντικά, ειδικά όσον αφορά τον συνδυασμό μεταλλικού μηχανικού στηρίγματος με μια αρκετά διαφανή θερμοσυμπιεζόμενη κεραμική αποκατάσταση. Έτσι, καταλήγουμε στην κατασκευή μηχανικών στηριγμάτων από κεραμικά υλικά, όπως το οξείδιο του αλουμινίου ή το οξείδιο του ζirkονίου, ώστε να ξεπεράσουμε αυτό το πρόβλημα στην αισθητική απόδοση των αποκαταστάσεων^{11,160-162}. Τα κεραμικά στηρίγματα όμως, παρά την

αποδεδειγμένη υπεροχή τους σε σχέση με τα μεταλλικά, όσον αφορά την αισθητική τους απόδοση¹⁶³, μπορεί μερικές φορές να έχουν αντίθετα αποτελέσματα, λόγω του αυξημένου πάχους του οξειδίου του αλουμινίου ή του ζirkονίου, προκαλώντας μια έντονη αδιαφάνεια στην τελική προσθετική αποκατάσταση και στους περιεμφυτευματικούς ιστούς^{164,165}.

Έτσι, προέκυψε το ερώτημα της επίδρασης που έχει το είδος του μηχανικού στηρίγματος στην αισθητική απόδοση της τελικής προσθετικής αποκατάστασης, στον χρωματισμό των περιεμφυτευματικών ιστών, καθώς και το πάχος των περιεμφυτευματικών ιστών, όπου θα έχουμε αναμενόμενο πρόβλημα αισθητικής απόδοσης και χρωματισμού των ιστών από το χρώμα του μηχανικού στηρίγματος. Η έρευνα των Jung et al¹⁶³, μας έδειξε ότι τα διαφορετικά είδη μηχανικών στηριγμάτων, δρουν καταλυτικά στην αισθητική των περιεμφυτευματικών ιστών, αλλάζοντάς τους χρώμα και εμφάνιση. Καλύτερο αισθητικό αποτέλεσμα, επιτεύχθηκε με τον συνδυασμό ολοκεραμικής αποκατάστασης με κεραμικό μηχανικό στηρίγμα (από οξείδιο του αλουμινίου), συγκρινόμενο με τον συνδυασμό μεταλλοκεραμικής αποκατάστασης με μηχανικό στηρίγμα από τιτάνιο ή χρυσό. Στη συνέχεια, όμως, έρχεται η έρευνα των Bressan et al¹⁶⁶, η οποία μας έδειξε ότι:

- 1) όποιο και να είναι το υλικό κατασκευής του μηχανικού στηρίγματος, οι περιεμφυτευματικοί ιστοί θα έχουν διαφορά στην εμφάνισή τους συγκρινόμενοι με τους ιστούς γύρω από ένα φυσικό δόντι (τα οποία αποτελέσματα συμφωνούν με τις έρευνες των Sailer et al¹⁶⁷ και Zembic et al¹⁶⁸),
- 2) τα στηρίγματα από τιτάνιο παρουσιάζουν τις μεγαλύτερες διαφορές στην εμφάνιση των ιστών σε σύγκριση με στηρίγματα από χρυσό ή ζirkόνιο,
- 3) δεν παρατηρούνται στατιστικά σημαντικές διαφορές στην εμφάνιση των ιστών που είναι γύρω από στηρίγματα χρυσού και ζirkονίου και τέλος,

4) πως το πάχος των ιστών γύρω από το στήριγμα δεν παίζει τόσο σημαντικό ρόλο, όσον αφορά την επίδραση που έχει το στήριγμα στην εμφάνιση των μαλακών ιστών.

Παρόλα όμως, τα προβλήματα που πιθανόν να αντιμετωπίσουμε με την χρήση των κεραμικών στηριγμάτων, αυτά θα πρέπει να αποτελούν τα υλικά εκλογής για επιεμφυτευματικές αποκαταστάσεις, στις οποίες η αισθητική παίζει κυρίαρχο ρόλο, επειδή τα υλικά, λόγω της σύνθεσής τους, επιτρέπουν την διάθλαση του φωτός (στην αλουμίνα περισσότερο, στην ζirkονία λιγότερο) και την δημιουργία μιας εντύπωσης φυσικού οπτικού αποτελέσματος στην αποκατάσταση¹⁶⁹.

10. ΣΥΓΚΟΛΛΟΥΜΕΝΕΣ Ή ΚΟΧΛΙΟΥΜΕΝΕΣ ΟΛΟΚΕΡΑΜΙΚΕΣ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΕΙΣ

Πριν προχωρήσουμε παρακάτω, οφείλουμε να αναφέρουμε ένα ερώτημα που προέκυψε στα πρώτα στάδια της κατασκευής ολοκεραμικών αποκαταστάσεων με κεραμικά στηρίγματα. Το ερώτημα ήταν αν θα έπρεπε να κατασκευαστεί η αποκατάσταση επάνω στο στήριγμα και η τελική αποκατάσταση να είναι ένα ενιαίο τμήμα, το οποίο θα κοχλιώνεται επάνω στο εμφύτευμα ή να συγκολλάται η αποκατάσταση στο στήριγμα κατά τα πρότυπα που γνωρίζουμε από τα δόντια. Η αποκατάσταση σε ένα ενιαίο τμήμα, απαιτεί πολύ ακριβείς χειρισμούς στην τοποθέτηση του εμφυτεύματος, ώστε η έξοδος της βίδας κοχλίωσης να είναι γλωσσικά και μακριά από την κοπτική γωνία. Σε περίπτωση όμως, που κάτι τέτοιο δεν είναι δυνατόν να επιτευχθεί, η αποκατάσταση με μια συγκολλούμενη στεφάνη μας δίνει την λύση. Η οποία όμως λύση, έχει αρκετά εγγενή προβλήματα, καθώς εάν έχουμε αρκετά ανοιχτά όρια στην αποκατάστασή μας, υπάρχει κίνδυνος να έχουμε απώλεια οστού¹⁷⁰, αν και η έρευνα των Henriksson et al¹⁷¹, δεν έδειξε αντίστοιχα αποτελέσματα (δεν παρουσιάστηκε απώλεια οστού, γύρω από συγκολλούμενες αποκαταστάσεις, σε σύγκριση με κοχλιούμενες ενός τμήματος).

Οπότε, επιστρέφουμε στο ότι η συγκόλληση της αποκατάστασης και είναι πιο δύσκολη ως τεχνική από την κοχλίωσή της, ενώ και η αφαίρεση των περισσειών της κονιάς συγκόλλησης είναι δύσκολη, καθώς και δεν είναι εύκολο να τις δούμε (τις περισσειες) είτε κλινικά είτε ακτινογραφικά¹⁷² (αν και η οξυφωσφορική υπερτερεί, λόγω της ακτινοσκιερότητας της¹⁷³), πόσω μάλλον να τις αφαιρέσουμε, ειδικά αν το εμφύτευμα είναι τοποθετημένο βαθιά. Όμως, πρέπει να αναφερθούμε στο κυριότερο πλεονέκτημα των κοχλιούμενων αποκαταστάσεων, που είναι η επισκεψιμότητα της αποκατάστασης και η δυνατότητα τροποποίησης του αυχενικού τμήματος της

στεφάνης, είτε σε σχήμα είτε χρώμα¹¹. Κλείνοντας όμως, η αναφορά της έρευνας των Tripodakis et al¹⁷⁴, όσον αφορά την αντοχή στη θραύση 4 σχεδιασμών αποκαταστάσεων, έδειξε ότι ο σχεδιασμός με το κεραμικό στήριγμα και την κεραμική αποκατάσταση ενιαία, ήταν ο πιο αδύναμος από όλους τους σχεδιασμούς, αποδίδοντας την μειωμένη αντοχή της αποκατάστασης, στην έξοδο της βίδας στην επιφάνεια φόρτισης, καθώς και στην ύπαρξη εφελκυστικών τάσεων γύρω από την κεφαλή της βίδας.

ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

Η συνεχής αναζήτηση νέων υλικών και σχεδιασμών, όσον αφορά τα μηχανικά στηρίγματα των εμφυτευμάτων, δείχνει το πόσο σημαντικό ρόλο έχει το μηχανικό στήριγμα στην μακροχρόνια πρόγνωση της αποκατάστασής μας και την αισθητική της απόδοση. Έτσι, τα υλικά τα οποία χρησιμοποιούμε, θα πρέπει να έχουν και τις βέλτιστες μηχανικές ιδιότητες, αλλά ταυτόχρονα να προάγουν το αισθητικό αποτέλεσμα της αποκατάστασης, είτε απλά μη χρωματίζοντας τους παρακείμενους ιστούς είτε δημιουργώντας το κατάλληλο χρωματικό “υπόβαθρο”, ώστε να επιτύχουμε την επιθυμητή χρωματική απόδοση της τελικής αποκατάστασης.

Λαμβάνοντας υπόψιν τα παραπάνω, καθώς και την εξέλιξη της τεχνολογίας των βιοϋλικών, τα πρώτα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν ήταν μέταλλα, καθώς ήταν εύχρηστα υλικά και οι αξιόλογες μηχανικές ιδιότητες που έχουν ήταν γνωστές. Το πρόβλημα όμως του χρωματισμού των περιεμφυτευματικών ιστών, ιδιαίτερα σε περιπτώσεις λεπτού βιότυπου ούλων, από το μεταλλικό στήριγμα και άρα της μειωμένης αισθητικής απόδοσης, έστρεψε την έρευνα στην εξεύρεση της λύσης του προβλήματος στα κεραμικά υλικά.

Πλέον, στις μέρες μας, έχουμε πάρα πολλά κεραμικά υλικά υψηλής αντοχής (high strength ceramics), από τα οποία κατασκευάζονται μηχανικά στηρίγματα. Οι υψηλές τιμές μηχανικών ιδιοτήτων, καθώς και η εξαιρετική αισθητική απόδοση που μπορούν να παράσχουν στην επίτευξη του επιθυμητού αποτελέσματος, καθιστούν τα κεραμικά στηρίγματα αναγκαία για τον κλινικό οδοντίατρο, ιδιαίτερα σε περιπτώσεις πρόσθιων αποκαταστάσεων. Παρόλα αυτά, όμως, παραμένει το εγγενές πρόβλημα των κεραμικών υλικών, που είναι η ψαθυρότητά τους και οι μειωμένες αντοχές που εμφανίζουν σε εφελκυστικές τάσεις.

Έτσι, ερχόμαστε στην σκέψη ότι ο συνδυασμός μιας μεταλλικής βάσης η οποία θα

επικαλύπτονταν από μια καλύπτρα κεραμικού υλικού υψηλής αντοχής, θα μπορούσε να μας δώσει την λύση που ζητάμε. Στην σύγχρονη βιβλιογραφία, δεν βρήκαμε αναφορές σχετικά με στηρίγματα που έχουν βάση από μέταλλο και επικάλυψη από κεραμικό υλικό, πέρα από την έρευνα των Kim και συνεργατών(2009), οι οποίοι συνέκριναν στηρίγματα από ζirkόνιο και στηρίγματα από μέταλλο και θερμοσυμπιεζόμενο κεραμικό υλικό (e-max Press), και έδειξαν ότι τα “υβριδικού τύπου” στηρίγματα υπερτερούν των στηριγμάτων ζirkονίου και σε μηχανικές ιδιότητες, αλλά και σε αισθητική απόδοση, λόγω της μεγάλης ποικιλίας αποχρώσεων που μπορούμε να επιτύχουμε με τα θερμοσυμπιεζόμενα κεραμικά.

Το γεγονός, ότι δεν βρέθηκε άλλη έρευνα σχετικά με το θέμα αυτό, παρά τα πολύ ενθαρρυντικά στοιχεία που έδειξε η έρευνα των Kim και συνεργατών, μας υποδεικνύει, ένα πεδίο στο οποίο χρειάζεται περισσότερο διερεύνηση και εμβάθυνση των γνώσεών μας, με ορίζοντα την μετέπειτα κλινική εφαρμογή.

1. ΣΚΟΠΟΣ

Σκοπός της έρευνας είναι να ελέγξει την διαφορά στην αντοχή στην θραύση, μετά από στατική φόρτιση, ανάμεσα σε μηχανικά στηρίγματα τιτανίου (ομάδα ελέγχου) με στεφάνη από κράμα CoCr και “υβριδικά” μηχανικά στηρίγματα (βάση από τιτάνιο και κεραμική επικάλυψη διπυριτικού λιθίου) με στεφάνη από κράμα CoCr. Επίσης, πέρα από τις απόλυτες τιμές αντοχής στη θραύση, θα ελεγχθεί και ο τύπος θραύσης στα “υβριδικά” μηχανικά στηρίγματα μακροσκοπικά. **Μηδενική υπόθεση της έρευνας**, είναι ότι δεν θα βρεθεί στατιστικά σημαντική διαφορά στις τιμές θραύσης-αποτυχίας ανάμεσα στα μηχανικά στηρίγματα τιτανίου και τα “υβριδικά” μηχανικά στηρίγματα ($\mu_i = \mu_{\text{max}}$).

2. ΥΛΙΚΑ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΣ

Μονήρεις μεταλλικές (χρωμιοκοβαλιούχες) επιεμφυτευματικές αποκαταστάσεις σε συνδυασμό είτε με μηχανικό στήριγμα τιτανίου (κωδικός παραγωγής: MD-A0010, MIS Implant Technologies LTD, Israel), είτε με υβριδικό μηχανικό στήριγμα-μεταλλική βάση τιτανίου (κωδικός παραγωγής: MK-TBS4, MIS Implant Technologies LTD, Israel) με επικάλυψη υαλοκεραμικού από διπυριτυκό λίθιο – IPS emax CAD (κωδικός παραγωγής: 644362, Ivoclar Vivadent, Schein, Lichtenstein), θα στηριχθούν σε 20 ριζόμορφα ενδοστικά εμφυτεύματα τιτανίου, εσωτερικής σύνδεσης, διαμέτρου 4,2 mm και μήκους 13 mm (κωδικός παραγωγής: MF7-13420, MIS Implant Technologies LTD, Israel).

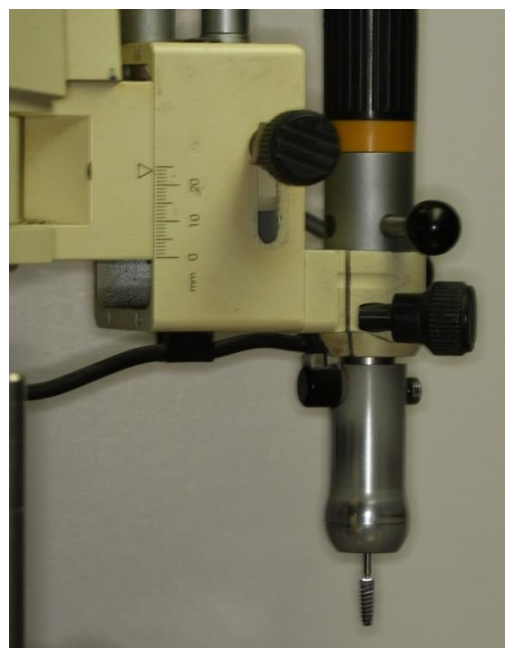
Εγκιβωτισμός των δοκιμίων:

20 κύλινδροι από χαλκό κοπήκαν με διαστάσεις συμβατές με τις απαιτούμενες από τον κατασκευαστή της ειδικής συσκευής μηχανικών δοκιμασιών Tensometer 10 (Monsanto, Akron, Ohio, USA), ώστε να γίνουν οι φορείς των δοκιμίων.

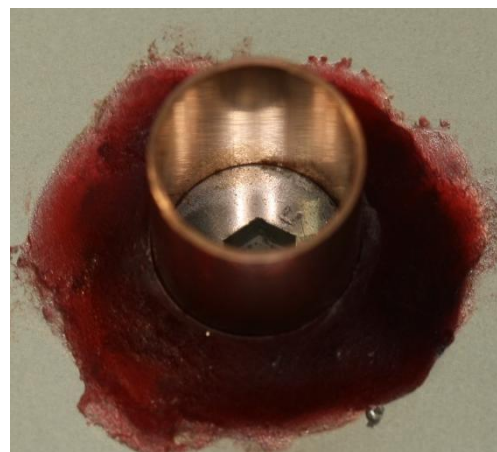
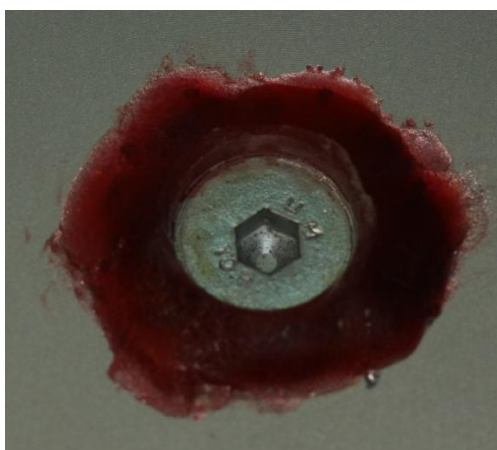
Μέσω ειδικού στυλεού, ο οποίος κοχλιωνόταν στο εσωτερικό του εμφυτεύματος, το κάθε εμφύτευμα συνδεόταν με φρεζαδόρο, ώστε να εξασφαλίζεται η κάθετη εμφύθιση των εμφυτευμάτων στον χάλκινο κύλινδρο.



Εικόνες 1,2: Στυλός κοχλίωσης και ανάρτηση του εμφυτεύματος στον φρεζαδόρο.



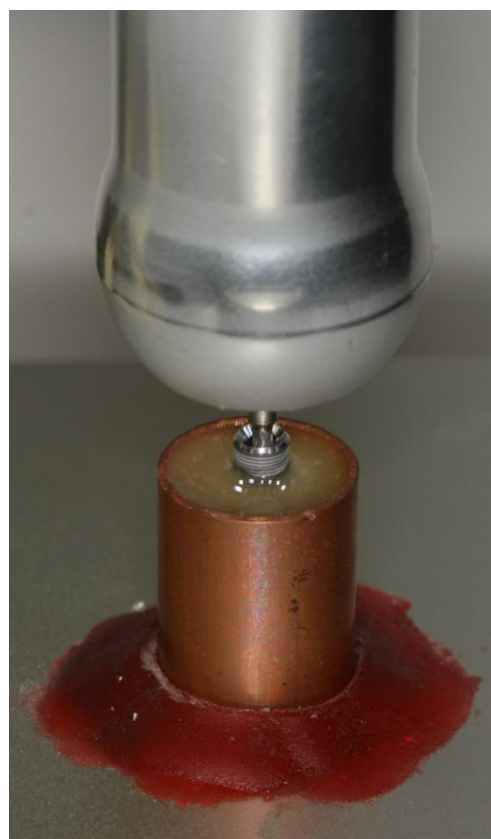
Η επαναλαμβανόμενη και ταυτόσημη θέση του εμφυτεύματος στο εσωτερικό του κυλίνδρου, εξασφαλίστηκε στο κατακόρυφο επίπεδο, μέσω της ενεργούς διαδρομής του βραχίονα του φρεζαδόρου σε συγκεκριμένο μήκος, ενώ στο οριζόντιο, μέσω της κατασκευής βάσης από εν ψυχρώ πολυμεριζόμενη ακρυλική ρητίνη (GC Pattern Resin, GC America, Alsip, Ill.), και αφού έγιναν εγκοπές στο τραπεζίδιο για καλύτερη συγκράτηση της ρητίνης σε αυτό. Με τον τρόπο αυτό, επιτρεπόταν η τοποθέτηση του χάλκινου κυλίνδρου σε μία μόνο θέση επάνω στο αντικειμενοφόρο τραπεζίδιο του φρεζαδόρου. Η συγκεκριμένη θέση του τραπεζιδίου στον φρεζαδόρο, εξασφαλίστηκε μέσω μαγνητισμού μεταξύ των δύο μερών (βάση φρεζαδόρου-αντικειμενοφόρο τραπεζίδιο).



Εικόνες 3,4: Ειδική βάση που δημιουργήθηκε για την τοποθέτηση του χάλκινου κυλίνδρου στο αντικειμενοφόρο τραπεζίδιο.

Στη συνέχεια, και για κάθε δοκίμιο ξεχωριστά, αναμιγνυόταν εν ψυχρώ πολυμεριζόμενη ακρυλική ρητίνη (Tecnovit 4000, Heraeus Kulzer, Mitsui Chemicals Group), σύμφωνα με τις αναλογίες του κατασκευαστή, η οποία εγχύοταν στο εσωτερικό του χάλκινου κυλίνδρου, ενώ ταυτόχρονα τα εμφυτεύματα, που συγκρατούνταν στο φρεζαδόρο, εμβυθιζόταν στο ρευστό υλικό μέχρι του σημείου να απέχει η σύνδεση εμφυτεύματος-στηρίγματος από το υλικό 3mm. Η απόσταση αυτή,

αποφασίστηκε να διατηρηθεί εκτός ακρυλικής ρητίνης, ώστε να αποδώσουμε όσο το δυνατόν καλύτερα το πάχος μαλακών ιστών που υπάρχουν γύρω από ένα εμφύτευμα. Στη συνέχεια και ως την ολοκλήρωση του πολυμερισμού, οι κύλινδροι με τα εμφυτεύματα τοποθετήθηκαν σε σκιερό μέρος και δεν έγινε κάποια άλλη εργασία για διάστημα 7 ημερών, ώστε να έχουμε όσο το δυνατόν πιο πλήρη πολυμερισμό της ακρυλικής ρητίνης. Η ακρυλική ρητίνη που χρησιμοποιήθηκε έχει μέτρο ελαστικότητας σχεδόν ανάλογο αυτού του σπογγώδους οστού ($0.18 \times 10^9 \text{ Nt/m}^2$) - (το σπογγώδες οστόν της ανθρώπινης κάτω γνάθου έχει μέτρο ελαστικότητας $0.14 \times 10^9 \text{ Nt/m}^2$).

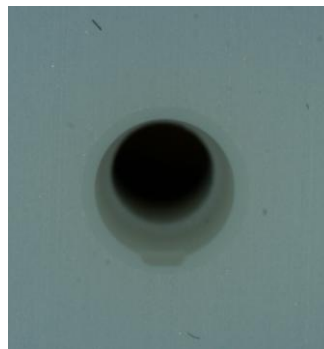


Εικόνα 5,6: Η εν ψυχρώ πολυμεριζόμενη ακρυλική ρητίνη που χρησιμοποιήθηκε (Technovit 4000, Heraus Kulzer) και η εμφύθιση του εμφυτεύματος στη ρευστή ακρυλική ρητίνη, με τη χρήση φρεζαδόρου.

Τυποποίηση κατασκευής κεραμικών καλυπτρών:

Για την κατασκευή των κεραμικών καλυπτρών διτυριτικού λιθίου για τη δεύτερη ομάδα δοκιμών, χρησιμοποιήθηκαν κύλινδροι υαλοκεραμικού από διτυριτικό λίθιο, καθώς με τη χρήση της τεχνολογίας CAD-CAM, θέλαμε την όσο το δυνατόν

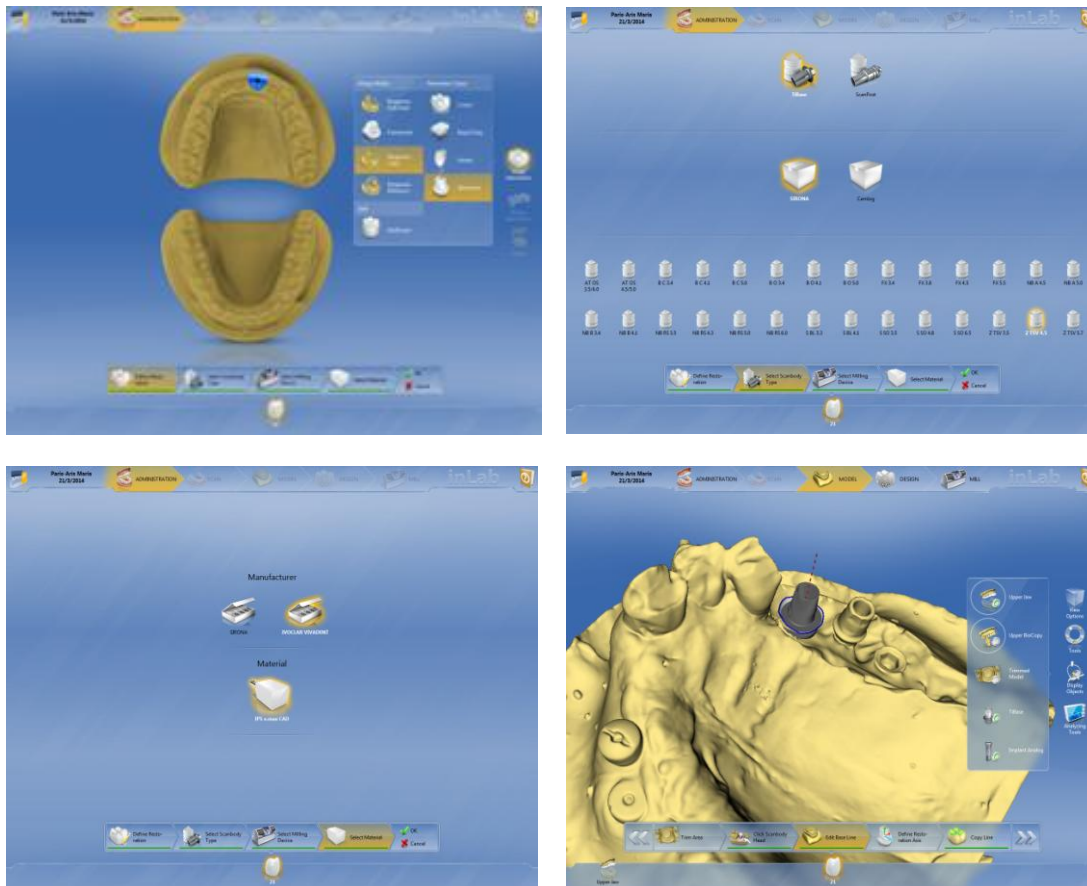
μεγαλύτερη ταυτοποίηση και τυποποίηση των δοκιμίων της εργασίας. Στην εργασία χρησιμοποιήθηκαν οι κύλινδροι IPS e.max CAD MO 0/ A14 L (Ivoclar Vivadent, Schein, Lichtenstein, κωδικός παραγωγής: 644362).



Εικόνες 7,8: Οι κύλινδροι ναλοκεραμικού από διπυριτικό λίθιο (IPS e.max CAD), ενώ παρατηρούμε την προκατασκευασμένη εγκοπή στο εσωτερικό του κυλίνδρου, που λειτουργεί ως αντιπεριστροφικός μηχανισμός και εξασφαλίζει τον έλεγχο της σωστής φοράς ένθεσης και έδρασης στη βάση τιτανίου.

Σε ένα εμφυτευματικό εκμαγείο με εργαστηριακό ανάλογο των εμφυτευμάτων που χρησιμοποιήθηκαν στην εργασία, διαμέτρου 4,2 mm και μήκους 13 mm (κωδικός παραγωγής: MF7-13420, MIS Implant Technologies LTD, Israel), κοχλιώθηκε αρχικά ένα προκατασκευασμένο μηχανικό στήριγμα τιτανίου (κωδικός παραγωγής: MD-A0010, MIS Implant Technologies LTD, Israel), το οποίο σαρώθηκε από την συσκευή σάρωσης (scanner) InEos X5 (Sirona, Bensheim, Germany). Στη συνέχεια, το μηχανικό στήριγμα τιτανίου αφαιρέθηκε από το εργαστηριακό ανάλογο και στη θέση του κοχλιώθηκε μια προκατασκευασμένη βάση τιτανίου - titanium sleeve (κωδικός παραγωγής: MK-TBS4, MIS Implant Technologies LTD, Israel), η οποία θα αποτελέσει την βάση στην οποία θα συγκολληθεί η κεραμική καλύπτρα από διπυριτικό λίθιο (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Schein, Lichtenstein). Για να μπορέσει να αποτυπωθεί η βάση τιτανίου και ως προς το ύψος και ως προς τη διάμετρο της, χρησιμοποιήθηκε ένας άξονας ψηφιακής αποτύπωσης (ScanPost Z TSV

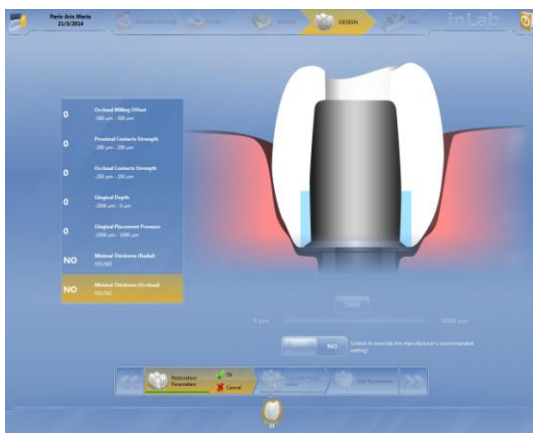
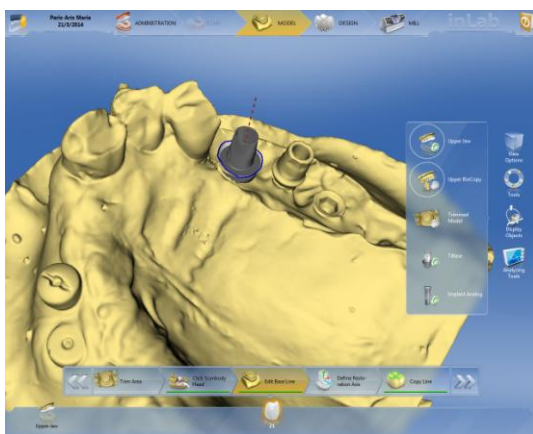
4.5 L, κωδικός παραγωγής: 64 31 147, Sirona, Bensheim, Germany), ο οποίος ήταν συμβατός με τη βάση τιτανίου που χρησιμοποιήθηκε στην δεύτερη ομάδα δοκιμών της εργασίας.



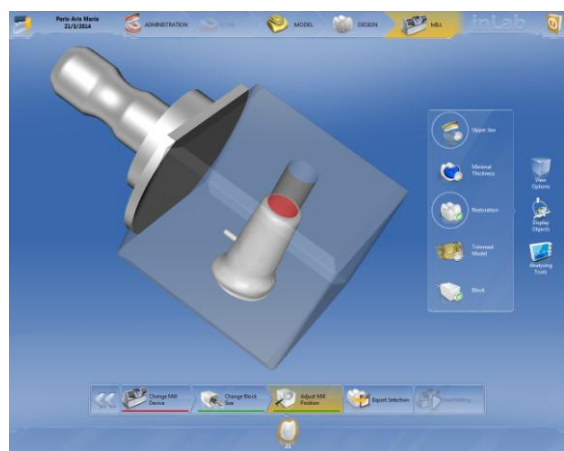
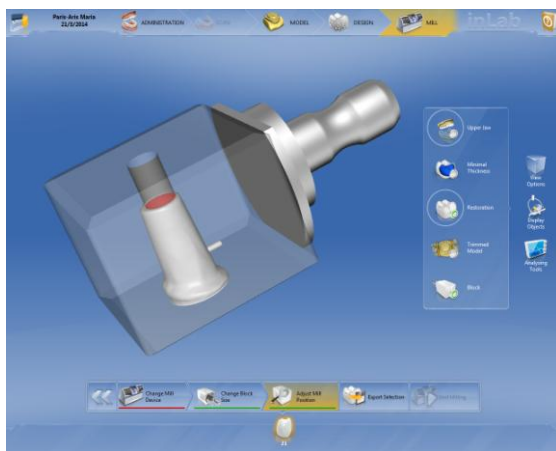
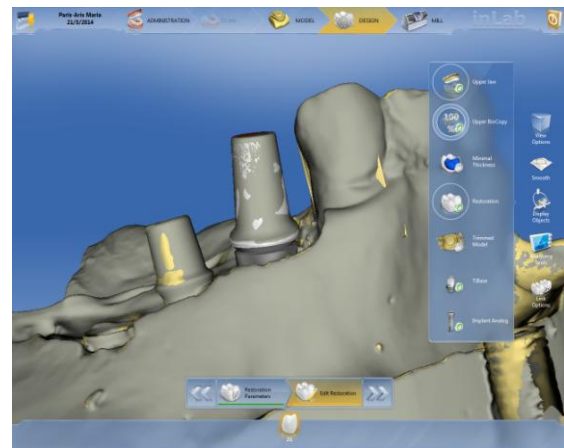
Εικόνες 9-12: Η ρύθμιση του συστήματος ψηφιακής αποτύπωσης, σχετικά με τον τρόπο αποτύπωσης (εικόνα 10), τον τύπο αποκατάστασης που θα σχεδιαστεί και θα κατασκευαστεί στη συνέχεια, καθώς και η τελική αποτύπωση-ψηφιακά- της βάσης τιτανίου, πάνω στην οποία θα σχεδιαστεί ψηφιακά η κεραμική καλύπτρα διπυρρτικού λιθίου.

Μετά την ψηφιακή αποτύπωση, περάσαμε στη φάση του ψηφιακού σχεδιασμού (CAD), όπου με τη χρήση της συσκευής InLab SW 4.2 (Sirona, Bensheim, Germany) τα αρχεία από την αποτύπωση, συνδυάστηκαν, ώστε να σχεδιαστεί ένα πρόπλασμα της κεραμικής καλύπτρας, η οποία στην τελική της μορφή και μετά την συγκόλλησή της στη βάση τιτανίου, έδωσε ένα μηχανικό στήριγμα, το οποίο είναι πανομοιότυπο

σε διαστάσεις και σχήμα με το μηχανικό στήριγμα τιτανίου. Ο έλεγχος και η ταυτοποίηση των διαστάσεων μεταξύ των δοκιμίων, προέκυψε και στο στάδιο του σχεδιασμού, ο οποίος έγινε ηλεκτρονικά, αλλά και στο στάδιο της κατασκευής, καθώς η κατασκευή των κεραμικών καλυπτρών έγινε με κοπή (CAM) στη συσκευή InLab MCXL (Sirona, Bensheim, Germany) από κύλινδρο υαλοκεραμικού από διτυρτικό λίθιο (IPS emax CAD, Ivoclar Vivadent, Schein, Lichtenstein κωδικός παραγωγής: 644362).



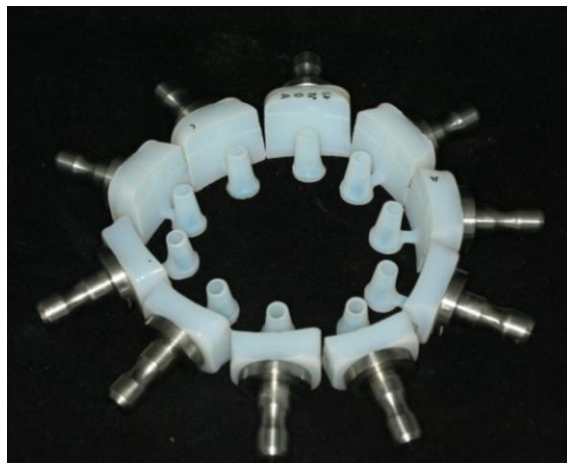
Εικόνες 12-14: Έχοντας, πλέον τη θέση της βάση τιτανίου αποτυπωμένη, καθώς και τη θέση και το σχήμα του μηχανικού στηρίγματος τιτανίου (εικόνα 13), μπορούμε να προχωρήσουμε στις αρχικές ρυθμίσεις του προγράμματος ψηφιακής σχεδίασης, ώστε να προχωρήσουμε στο σχεδιασμό της κεραμικής καλύπτρας, στις επιθυμητές διαστάσεις (εικόνα 14).



Εικόνες 15-18: Η κεραμική καλύπτρα της βάσης τιτανίου, έχει πλέον διαμορφωθεί σε διαστάσεις ταυτόσημες με του μηχανικού στηρίγματος τιτανίου (εικόνες 15 και 16) και πλέον τα ψηφιακά δεδομένα εισέρχονται στο λογισμικό της συσκευής κοπής, ώστε να κοπούν οι κεραμικές καλύπτρες από τους κύλινδρους υαλοκεραμικού από διπυριτικό λίθιο (IPS e.max CAD) – (εικόνες 17 και 18).

Έχοντας πλέον ελέγξει και ταυτοποιήσει όλα τα ψηφιακά δεδομένα, οι κύλινδροι υαλοκεραμικού κοπήκαν στις επιθυμητές διαστάσεις, σε σχήμα και μέγεθος πανομοιότυπο με του μηχανικού στηρίγματος τιτανίου της πρώτης ομάδας. Έγινε επίσης και ένας τελικός έλεγχος των διαστάσεων των κεραμικών καλυπτρών πριν τη συγκόλληση με ένα οδηγό από εν ψυχρώ πολυμεριζόμενη ακρυλική ρητίνη (GC Pattern Resin, GC America, Alsip, Ill.), ο οποίος προέκυψε από το μηχανικό στήριγμα

τιτανίου.

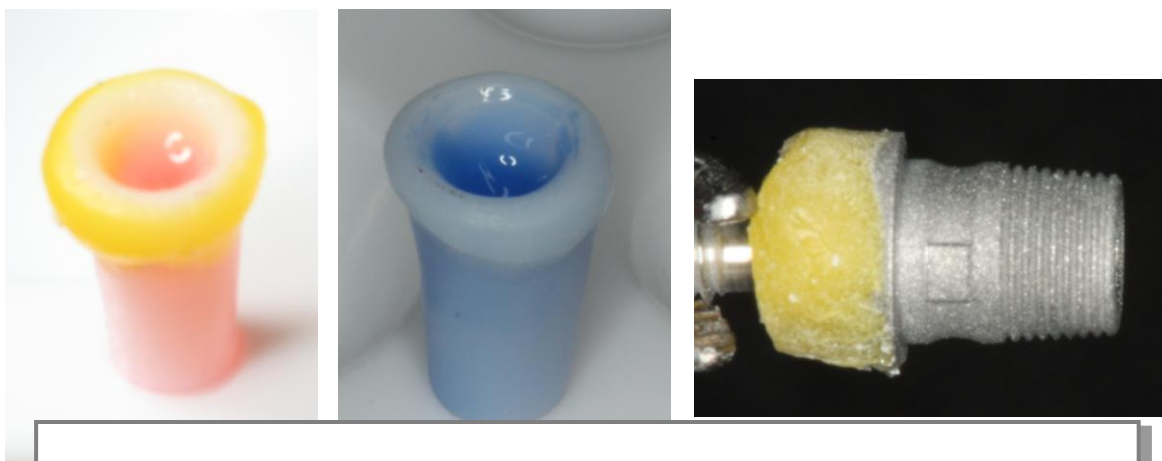


Εικόνα 19-20: Οι κεραμικές καλύπτρες, όπως προέκυψαν μετά την κοπή τους και πριν την τελική σύντηξη του κεραμικού πυρήνα διπυριτικού λιθίου (blue state).

Συγκόλληση κεραμικών καλυπτρών στις βάσεις τιτανίου:

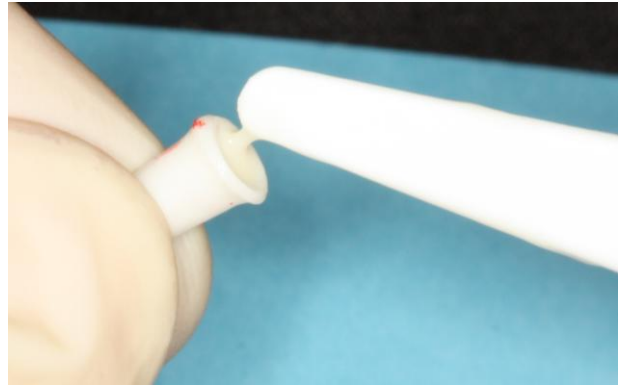
Η συγκόλληση των κεραμικών καλυπτρών διπυριτικού λιθίου στις βάσεις τιτανίου, έγινε με τη χρήση ρητινώδους κονίας διπλού πολυμερισμού (Panavia F, κωδικός παραγωγής:#488-EU, LOT:000003, Kuraray Noritake Dental Inc, Kurashiki, Okayama, Japan). Στις βάσεις τιτανίου και τις κεραμικές καλύπτρες πριν την εφαρμογή της κονίας συγκόλλησης, έγινε τροποποίηση των επιφανειών προς συγκόλληση. Αρχικά, οι βάσεις τιτανίου αμμοβολήθηκαν με κόκκους Al_2O_3 διαμέτρου 110 μm , ώστε να δημιουργηθεί η κατάλληλη επιφάνεια για να δεχτεί τον τροποποιητικό παράγοντα (σιλάνιο- Clearfil Ceramic Primer, κωδικός παραγωγής: 5A0002, Kuraray Noritake Dental Inc, Kurashiki, Okayama, Japan), ενώ η εσωτερική επιφάνεια των κεραμικών καλυπτρών διπυριτικού λιθίου αδροποιήθηκε με υδροφθορικό οξύ 9,5% (K-etchant gel, κωδικός παραγωγής: 650010, Kuraray Noritake Dental Inc, Kurashiki, Okayama, Japan) για 20 δευτερόλεπτα, σύμφωνα με τις οδηγίες του κατασκευαστή, για τη δημιουργία κατάλληλου υποστρώματος

(microretention pattern) μέσω της διαλυτοποίησης των πυριτιούχων στοιχείων (components), για την τροποποίηση της επιφάνειας του διπυριτικού λιθίου με σιλάνιο (διαβροχή και χημικό δεσμό με την κεραμική επιφάνεια διπυριτικού λιθίου) (Clearfil Ceramic Primer, κωδικός παραγωγής: 5A0002, Kuraray Noritake Dental Inc, Kurashiki, Okayama, Japan). Πρέπει επίσης να ανφερθεί πως πριν τη σιλανοποίηση της κεραμικής επιφάνειας, 'καθαρίστηκε' -η εσωτερική επιφάνεια- με φωσφορικό οξύ 37% (Total etch, Ivoclar Vivadent, Schein, Lichtenstein) και μετά σε συσκευή υπερήχων σε διάλυμα αιθυλικής αλκοόλης.



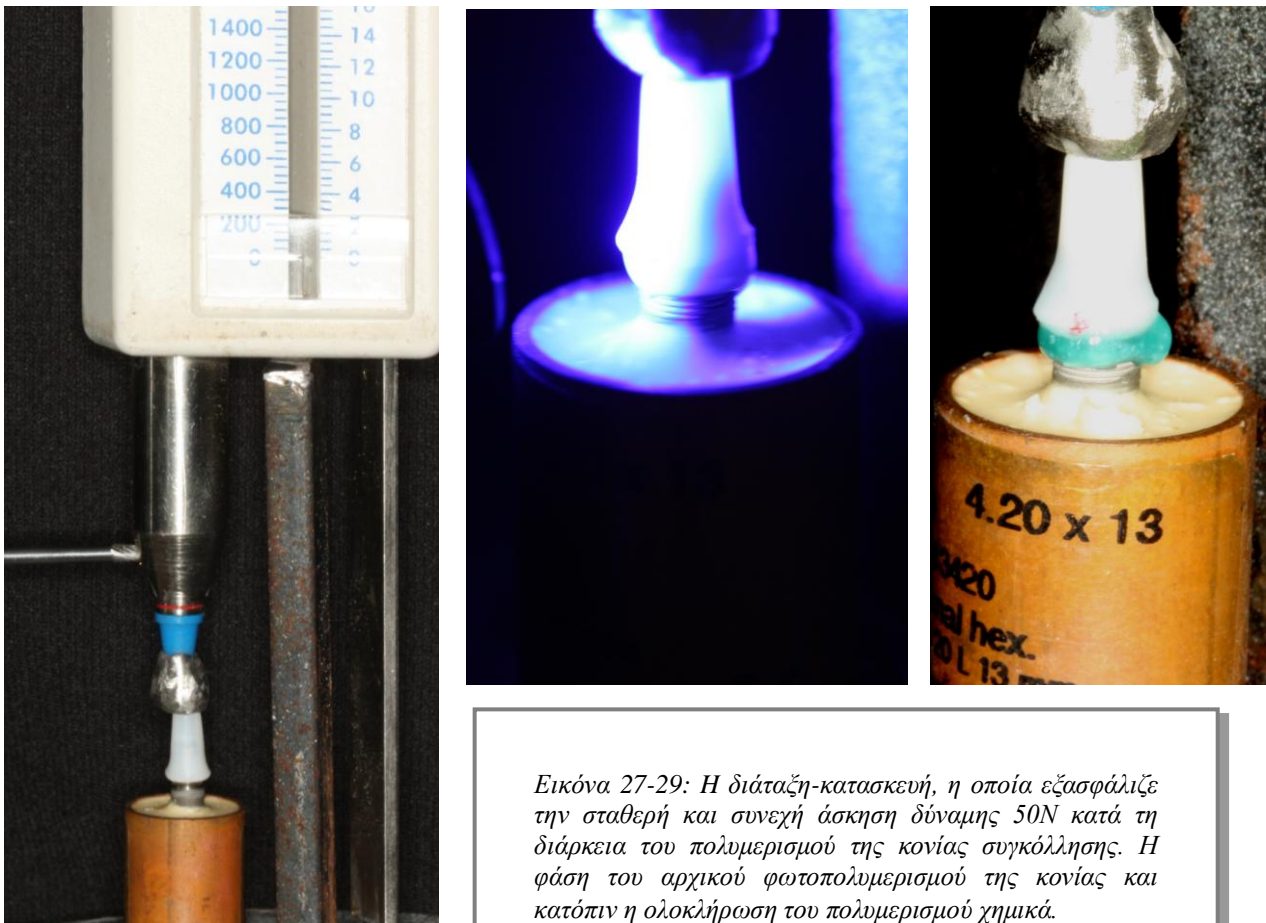
Εικόνα 21-23: Η αδροποίηση της εσωτερικής επιφάνειας της καλύπτρας με υδροφθορικό οξύ και στη συνέχεια, ο καθαρισμός της επιφάνειας με φωσφορικό οξύ πριν τη σιλανοποίηση της κεραμικής επιφάνειας. Η αμμοβολημένη επιφάνεια της βάσης τιτανίου.

Στη συνέχεια, κοχλιώθηκαν οι βάσεις τιτανίου στα εμφυτεύματα με 30N με μετρητή ροπής, όπως προτείνεται από τον κατασκευαστή, απομονώθηκε η βίδα κοχλίωσης με τεφλόν, τοποθετήθηκε σιλάνιο στις επιφάνειες προς συγκόλληση και αναμίχθηκε η κονία συγκόλλησης (Panavia F, κωδικός παραγωγής:#488-EU, LOT:000003, Kuraray Noritake Dental Inc, Kurashiki, Okayama, Japan), με βάση τις οδηγίες του κατασκευαστή. Η κονία συγκόλλησης τοποθετήθηκε και στη βάση τιτανίου και στο εσωτερικό της κεραμικής καλύπτρας.



Εικόνα 24-26: Η ανάμειξη της κονίας και η εφαρμογή της κονίας συγκόλλησης και στην εσωτερική επιφάνεια της κεραμικής καλύπτρας διπυριτικού λιθίου και τη βάση τιτανίου.

Μετά την τοποθέτηση της κονίας και την αρχική έδραση της κεραμικής καλύπτρας στη βάση τιτανίου στη σωστή θέση, καθώς υπάρχει και η ειδική εγκοπή στις προς συγκόλληση επιφάνειες που επιτρέπει τη μοναδικότητα της φοράς ένθεσης και πλήρους έδρασης της κεραμικής καλύπτρας, το δοκίμιο άμεσα τοποθετήθηκε σε μια ειδική κατασκευή, η οποία ασκούσε σταθερή δύναμη 50N στην κεραμική καλύπτρα, κατά τη διάρκεια των 7 λεπτών του πλήρους πολυμερισμού της κονίας συγκόλλησης (φάση χημικού πολυμερισμού και φωτοπολυμερισμού - (bluephase, Ivoclar Vivadent, Schein, Lichtenstein)). Κατά τη διάρκεια του χημικού πολυμερισμού, στη διεπιφάνεια μεταξύ βάσης τιτανίου και κεραμικής καλύπτρας, τοποθετήθηκε ειδικό υλικό (Oxygard II, Panavia F, κωδικός παραγωγής:#488-EU, LOT:000003, Kuraray Noritake Dental Inc, Kurashiki, Okayama, Japan) για την εξάλειψη της ζώνης αναστολής πολυμερισμού, ώστε να επιτύχουμε το όσο το δυνατόν πληρέστερο πολυμερισμό.



Εικόνα 27-29: Η διάταξη-κατασκευή, η οποία εξασφάλιζε την σταθερή και συνεχή άσκηση δύναμης 50N κατά τη διάρκεια του πολυμερισμού της κονίας συγκόλλησης. Η φάση του αρχικού φωτοπολυμερισμού της κονίας και κατόπιν η ολοκλήρωση του πολυμερισμού χημικά.

Κατασκευή και συγκόλληση μεταλλικών στεφανών:

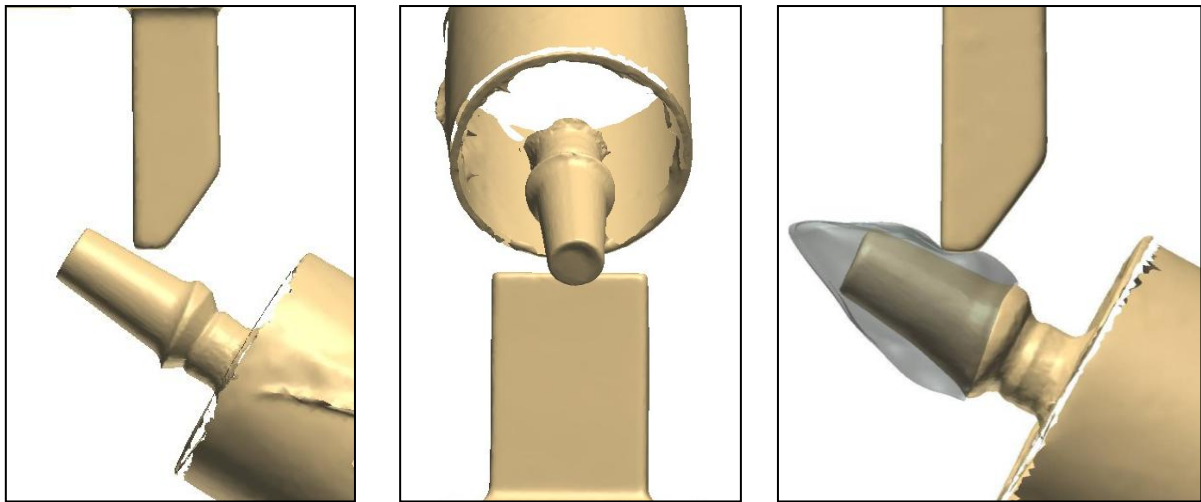
Μετά τη συγκόλληση των κεραμικών καλυπτρών στις βάσεις τιτανίου, επόμενο βήμα ήταν η κατασκευή και συγκόλληση στεφανών, ώστε να προσομοιάσουμε καλύτερα την κατάσταση που επικρατεί στο στόμα, όσον αφορά τη γεωμετρία των τελικών δοκιμίων. Προς αποφυγή άλλης μεταβλητής στο δοκίμιο και προκειμένου να επικεντρωθούμε καλύτερα στη συμπεριφορά αυτή καθαυτή του συστήματος βάση τιτανίου-κεραμική καλύπτρα διπυριτικού λιθίου, αποφασίσαμε να χρησιμοποιήσουμε μεταλλική στεφάνη από κράμα Co-Cr, καθώς η χρήση ολοκεραμικής στεφάνης από διπυριτικό λίθιο, θα λειτουργούσε πιθανόν ως ‘πολλαπλασιαστής’ αντοχής της κεραμικής καλύπτρας, λόγω της συγκόλλησης με χρήση ρητινώδους κονίας με την

ολοκεραμική στεφάνη από διπυριτικό λίθιο. Η ύπαρξη, επίσης, της ολοκεραμικής στεφάνης, πιθανόν να αποτελούσε τον ‘αδύναμο’ κρίκο του όλου συστήματος του δοκιμίου και η φαινομενική αποτυχία του δοκιμίου, να ήταν θραύση της ολοκεραμικής στεφάνης, χωρίς το υβριδικό μηχανικό στήριγμα να έχει αποτύχει κατά την φόρτιση.



Εικόνα 30-31: Οι δύο ομάδες δοκιμίων, μετά τη συγκόλληση των κεραμικών καλυπτρών διπυριτικού λιθίου, πριν την κατασκευή των στεφανών. Αριστερά, διακρίνεται η ομάδα I (control group) με τα μηχανικά στηρίγματα τιτανίου και δεξιά, η ομάδα II (test group) με τα υβριδικά μηχανικά στηρίγματα.

Για την καλύτερη τυποποίηση της κατασκευής των μεταλλικών στεφανών, αποφασίστηκε αυτές να κατασκευαστούν μετά από ψηφιακή σάρωση ενός δοκιμίου με τη συσκευή σάρωσης και σχεδιασμού 3shape D700 (3shape A/S, Holmens Kanal 7, 1060, Copenhagen, Denmark), προσομοιάζοντας κατά την σχεδίαση, όσο καλύτερα γινόταν, τις συνθήκες φόρτισης. Επίσης, λήφθηκε μέριμνα να διατηρηθεί το πάχος της στεφάνης στο σημείο έδρασης της κεφαλής της συσκευής φόρτισης, στο ελάχιστο (0,2 mm), ενώ στο σημείο έδρασης της κεφαλής στην υπερώια επιφάνεια της στεφάνης, δημιουργήθηκε εγκοπή, για την όσο το δυνατόν πιο σταθερή έδραση της κεφαλής φόρτισης, κατά τη διάρκεια της φόρτισης των δοκιμίων, καθώς σαρώθηκε και η κεφαλή φόρτισης.



Εικόνα 32-34: Παρατηρούμε την ανάρτηση των μερών (μηχανικό στήριγμα-κεφαλή φόρτισης) στις όσο το δυνατόν πιο πιστές συνθήκες της φόρτισης, κατά τη σάρωση τους στη συσκευή σάρωσης 3shape D700, ενώ βλέπουμε και το σχεδιασμό της στεφάνης, με τη δημιουργία εγκοπής στην υπερώια επιφάνεια της στεφάνης.

Μετά τη σάρωση και σχεδιασμό ενός μόνο αρχείου για την κατασκευή της στεφάνης, η περαιτέρω τυποποίηση στην κατασκευή της, εξασφαλίστηκε με τη χρήση της τεχνολογίας laser sintering, όπου η στεφάνη κατασκευάζεται χωρίς την παρεμβολή ανθρώπινου παράγοντα, πέραν μιας λείανσης της εξωτερικής επιφάνειας της. Η κατασκευή των στεφανών έγινε με τη συσκευή laser sintering της εταιρείας Element Dental Παλκογιάννης, Τέλλογλου 5, Θεσσαλονίκη. Το κράμα που χρησιμοποιήθηκε ήταν το πιστοποιημένο οδοντιατρικό κράμα EOS Cobalt Chrome SP2 (σύνθεση (%): Co: 63,8, Cr:24,7, Mo:5,1, W:5,4, Si:1,0, Fe:max 0,50, Mn:max 0,10) και οι στεφάνες που κατασκευάστηκαν είχαν αριθμό παραγωγής: 01071401.

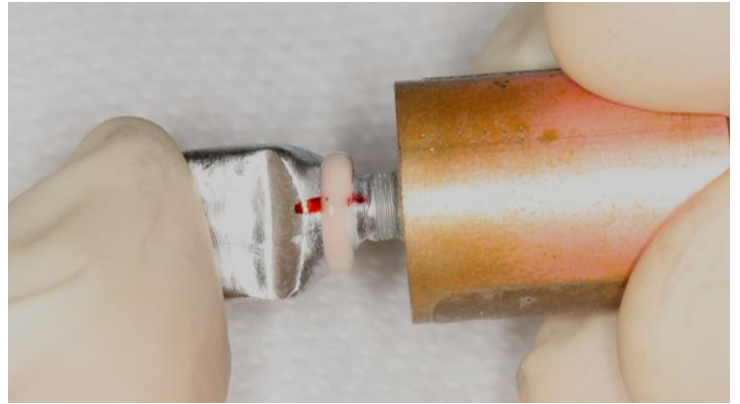
Οι στεφάνες, μετά τη λείανση τους, συγκολλήθηκαν στα μηχανικά στηρίγματα τιτανίου και στα υβριδικά μηχανικά στηρίγματα με τη χρήση ρητινώδους κονίας διπλού πολυμερισμού Panavia F (κωδικός παραγωγής: #488-EU, LOT:000003, Kuraray Noritake Dental Inc, Kurashiki, Okayama, Japan).



Εικόνα 35-36: Οι μεταλλικές στεφάνες των δύο ομάδων δοκιμίων, μετά την τελική στίβωσή τους και πριν τη συγκόλλησή τους με τη χρήση ρητινώδους κονίας διπλού πολυμερισμού.

Τα υβριδικά μηχανικά στηρίγματα αδροποιήθηκαν με υδροφορικό οξύ 9,5% (K-etchant gel, κωδικός παραγωγής: 650010, Kuraray Noritake Dental Inc, Kurashiki, Okayama, Japan) για 20 δευτερόλεπτα, σύμφωνα με τις οδηγίες του κατασκευαστή, για τη δημιουργία κατάλληλου υποστρώματος για την τροποποίηση της επιφάνειας του διπυριτικού λιθίου με σιλάνιο (Clearfil Ceramic Primer, κωδικός παραγωγής: 5A0002, Kuraray Noritake Dental Inc, Kurashiki, Okayama, Japan), πριν τη συγκόλληση. Στη συνέχεια, αναμίχθηκε η κονία συγκόλλησης σύμφωνα με τις οδηγίες του κατασκευαστή και αφού έγινε μια αρχική έδραση της στεφάνης με κινήσεις μάλαξης για την εξουδετέρωση των υδραυλικών πιέσεων, τα δοκίμια τοποθετήθηκαν άμεσα σε μια ειδική κατασκευή που είχε χρησιμοποιηθεί και κατά τη συγκόλληση των κεραμικών καλυπτρών, η οποία ασκούσε σταθερή δύναμη 50N στη μεταλλική στεφάνη, κατά τη διάρκεια των 7 λεπτών του πλήρους πολυμερισμού της κονίας συγκόλλησης (φάση χημικού πολυμερισμού και φωτοπολυμερισμού - (bluephase, Ivoclar Vivadent, Schein, Lichtenstein) στα όρια μεταξύ στεφάνης και μηχανικού στηρίγματος). Κατά τη διάρκεια του χημικού πολυμερισμού, στη διεπιφάνεια μεταξύ στεφάνης και μηχανικού στηρίγματος, τοποθετήθηκε ειδικό υλικό (Oxygard II, Panavia F, κωδικός παραγωγής:#488-EU, LOT:000003, Kuraray Noritake Dental Inc, Kurashiki, Okayama, Japan) για την εξάλειψη της ζώνης

αναστολής πολυμερισμού, ώστε να επιτύχουμε το όσο το δυνατόν πληρέστερο πολυμερισμό.



Εικόνες 37-39: Η αδροποίηση της επιφάνειας του διπυριτικού λιθίου πριν την εφαρμογή σιλανίου. Η αρχική έδραση της στεφάνης στη θέση της με κινήσεις μάλαξης και στη συνέχεια, η τοποθέτηση του δοκιμίου στην ειδική κατασκευή που χρησιμοποιήθηκε, για τη συνεχή άσκηση δύναμης 50N, κατά τον πολυμερισμό της κονιάς συγκόλλησης.

Ομάδες δοκιμίων:

Ομάδα I (control group): Μεταλλικές στεφάνες CoCr συγκολλημένες σε προκατασκευασμένα μηχανικά στηρίγματα τιτανίου - Esthetic abutment (κωδικός παραγωγής: MD-A0010, MIS Implant Technologies LTD) – (10 δοκίμια).

Ομάδα II (test group): Μεταλλικές στεφάνες CoCr συγκολλημένες σε υβριδικά μηχανικά στηρίγματα, αποτελούμενα από βάση τιτανίου (κωδικός παραγωγής: MK-

TBS4, MIS Implant Technologies LTD) με επικάλυψη κεραμικού από διπυριτυκό λίθιο – IPS emax CAD (κωδικός παραγωγής: 644362, Ivoclar Vivadent, Lichtenstein) – (10 δοκίμια).



Εικόνα 40: Οι δύο ομάδες δοκιμίων. Μπροστά η ομάδα I (control group) και στο πίσω μέρος η ομάδα II (test group).

Φόρτιση των δοκιμίων:

Μετά τη συγκόλληση των στεφανών στις ομάδες I και II, τα δοκίμια τοποθετήθηκαν σε ειδική συσκευή μηχανικών δοκιμασιών Tensometer 10 (Monsanto, Akron, Ohio, USA), με τον επιμήκη άξονα του δοκιμίου να σχηματίζει γωνία 45° ως προς το οριζόντιο επίπεδο. Η διαμητική λεπίδα τοποθετήθηκε 1mm από την επιφάνεια της μεταλλικής στεφάνης στο μέσο τριτημόριο της υπερώιας πλευράς του δοκιμίου, ενώ η ταχύτητα κίνησης της κεφαλής ήταν 0,5 mm/min, σύμφωνα με τον Kim et al¹²⁶. Κάθε δοκίμιο φορτίστηκε μέχρι την αποτυχία τού.



Εικόνα 41: Το δοκίμιο κατά την τοποθέτησή του στην ειδική συσκευή μηχανικών δοκιμασιών Tensometer 10, πριν την έναρξη της διαδικασίας στατικής φόρτισής του.

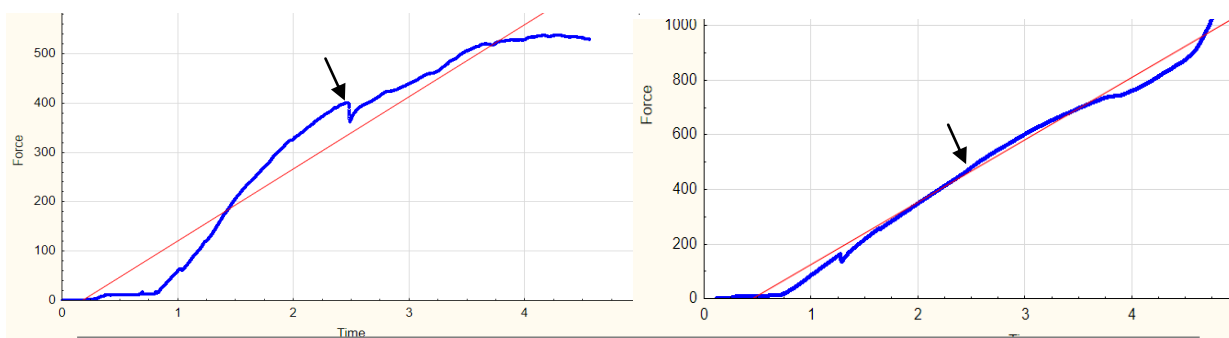
Ως **αποτυχία**, ορίστηκε είτε η θραύση της κεραμικής καλύπτρας του υβριδικού μηχανικού στηριγματος (test group), είτε η μόνιμη και παρατεταμένη πλαστική παραμόρφωση του μηχανικού στηρίγματος-δοκιμίου (control ή test group), γεγονός το οποίο είναι μη αποδεκτό κλινικά και λαμβάνεται ως αποτυχία της επιεμφυτευματικής προσθετικής αποκατάστασης.

Στατιστική ανάλυση

Η στατιστική ανάλυση πραγματοποιήθηκε με το SPSS V.22, και ως προς την επισήμανση της στατιστικής σημαντικότητας χρησιμοποιήθηκε το t-test ανεξαρτήτων δειγμάτων (t-test independent samples). Το γενικό ελάχιστο επίπεδο στατιστικής σημαντικότητας καθορίστηκε σε $p = 0,05$.

3. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

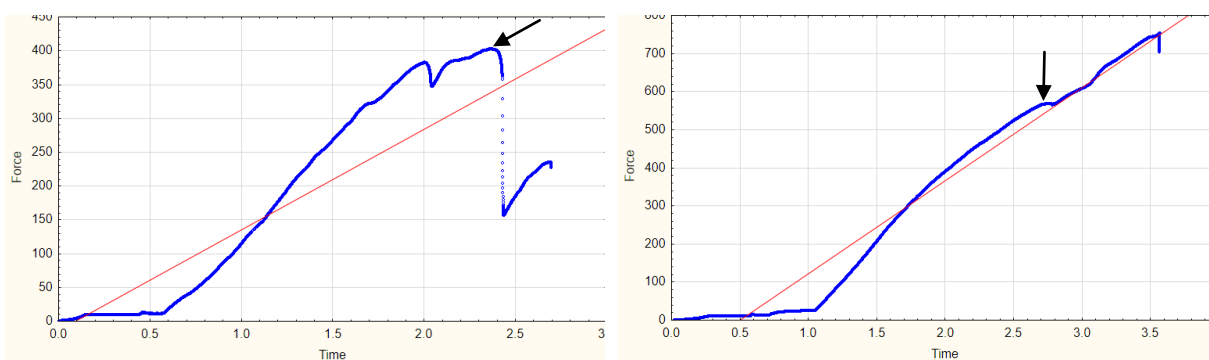
Τα μηχανικά στηρίγματα τιτανίου (control group) συμπεριφέρθηκαν αρκετά ομοιογενώς κατά τη διάρκεια της φόρτισής τους. Αυτή η συμπεριφορά, μπορεί να περιγραφεί ως μια εκτεταμένη περιοχή ελαστικής παραμόρφωσης, η οποία οφείλεται είτε στη βίδα κοχλίωσης του στηρίγματος, είτε στο μηχανικό στήριγμα το ίδιο. Στη συνέχεια, παρατηρήθηκε μια περιοχή πλαστικής παραμόρφωσης, η οποία οφειλόταν στη βίδα κοχλίωσης του μηχανικού στηρίγματος και η οποία παραμόρφωση, οδήγησε στην αποκοχλίωση- παραμόρφωση του δοκιμίου, το οποίο ως γεγονός, θεωρήθηκε αποτυχία του δοκιμίου.



Διαγράμμα 1-2: Παρατηρούμε ότι τα δοκίμια μετά από μια περιοχή ελαστικής παραμόρφωσης, περνούν σε μια περιοχή πλαστικής παραμόρφωσης, της οποίας η παρατήρηση απαιτούσε λεπτομερή ανάλυση της γραφικής παράστασης, ώστε να καθοριστούν οι τιμές που λήφθηκαν υπόψιν στην στατιστική ανάλυση.

Από την άλλη πλευρά, τα υβριδικά μηχανικά στηρίγματα (test group), δεν παρουσίασαν αρκετά ομοιογενή συμπεριφορά κατά τη φόρτισή τους. Αυτό το γεγονός, πιθανόν οφείλεται στο ότι, η πλειοψηφία των υβριδικών μηχανικών στηριγμάτων υπέστησαν θραύση, η οποία έγινε στην αυχενική περιοχή του μηχανικού στηρίγματος στη μάζα της κεραμικής καλύπτρας (κατόπιν μακροσκοπικής και φωτογραφικής ανάλυσης), ενώ στα υπόλοιπα δοκίμια αυτής της ομάδας, είχαμε παρόμοια συμπεριφορά με τα δοκίμια της ομάδας I. Θεωρήσαμε ότι η αιτία αυτής της συμπεριφοράς έγκειται, στο ότι το υβριδικό μηχανικό στήριγμα παρουσίασε

μεγαλύτερη αντοχή από την ελαστική παραμόρφωση της βίδας κοχλίωσης και για αυτό το λόγο, στη συνέχεια είχαμε την είσοδο του δοκιμίου σε μια φάση μόνιμης πλαστικής παραμόρφωσης- της βίδας κοχλίωσης πλέον- χωρίς να επέλθει θραύση του υβριδικού μηχανικού στηρίγματος. Τα δοκίμια που παρουσίασαν αυτή τη συμπεριφορά, ως αποτυχία τους, θεωρήθηκε το σημείο τους που είχαμε πλέον μόνιμη πλαστική παραμόρφωση, όπως και στα δοκίμια της ομάδας I.



Διαγράμμα 3-4: Παρατηρούμε στο αριστερό διάγραμμα, τη θραύση της κεραμικής καλύπτρας του υβριδικού μηχανικού στηρίγματος, όπου φαίνεται λόγω της απότομης πτώσης της καμπύλης, ενώ στο διπλανό διάγραμμα, παρατηρούμε την ελαστική παραμόρφωση και την τελική πλαστική παραμόρφωση του δοκιμίου, χωρίς να επέλθει θραύση του υβριδικού μηχανικού στηρίγματος, όπως θα περιμέναμε, λόγω της ψαθυρής φύσης των κεραμικών.

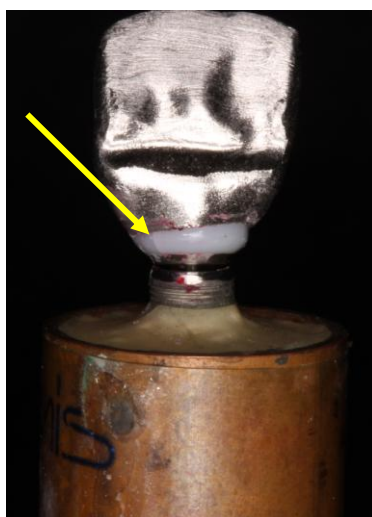
Αρ. Δοκιμίου	Υλικό/ Ομάδα	Δύναμη (N)	Αρ. Δοκιμίου	Υλικό/ Ομάδα	Δύναμη (N)
#1	Τιτάνιο/ I	461,56 N	#1	Emax/ II	282,38 N
#2	Τιτάνιο/ I	404,66 N	#2	Emax/ II	335,81 N
#3	Τιτάνιο/ I	650,04 N	#3	Emax/ II	188,76 N
#4	Τιτάνιο/ I	377,87 N	#4	Emax/ II	300,83 N
#5	Τιτάνιο/ I	509,92 N	#5	Emax/ II	351,95 N
#6	Τιτάνιο/ I	431,37 N	#6	Emax/ II	401,31 N
#7	Τιτάνιο/ I	304,87 N	#7	Emax/ II	376,01 N
#8	Τιτάνιο/ I	314,84 N	#8	Emax/ II	403,70 N
#9	Τιτάνιο/ I	486,96 N	#9	Emax/ II	346,91 N
#10	Τιτάνιο/ I	505,07 N	#10	Emax/ II	383,40 N
#11	Τιτάνιο/ I	369,27 N	#11	Emax/ II	409,72 N
			#12	Emax/ II	569,09 N
			#13	Emax/ II	362,96 N
			#14	Emax/ II	362,77 N

Πίνακας 1: Στον παραπάνω πίνακα, παρουσιάζονται συγκεντρωτικά, οι τιμές σε N, οι οποίες καταγράφηκαν κατά την αποτυχία του εκάστοτε δοκιμίου της κάθε ομάδας.

3.1 Μακροσκοπική ανάλυση δοκιμίων:

Μετά το τέλος της δοκιμασίας φόρτισης, τα δοκίμια ελέγχθηκαν μακροσκοπικά και ελήφθησαν φωτογραφίες, με σκοπό να δειχθεί ο μηχανισμός θραύσης των κεραμικών καλυπτρών των υβριδικών μηχανικών στηριγμάτων. Η θραύση της κεραμικής καλύπτρας, έγινε στην περιοχή άνωθεν του σημείου ένωσης με τη βάση τιτανίου και έδειχνε να συνεχίζει κατά μήκος της κεραμικής μάζας. Δεν παρατηρήθηκε αποκόλληση της κεραμικής καλύπτρας από τη βάση τιτανίου, ενώ και λόγω του γεγονότος ότι δεν υπήρξε θραύση ή αποκόλληση της στεφάνης επικάλυψης, δεν παρατηρήθηκε διαχωρισμός των κατεαγόντων τμημάτων της κεραμικής καλύπτρας.

Στα δοκίμια όπου δεν παρατηρήθηκε θραύση του μηχανικού στηρίγματος, αλλά αποκοιλίωση του μηχανικού στηρίγματος, λόγω της πλαστικής παραμόρφωσης της βίδας κοχλίωσης, η παρατεταμένη φόρτιση του δοκιμίου στη φάση της πλαστικής παραμόρφωσης του δοκιμίου, οδηγεί σε παραμόρφωση και του αυχένα του εμφυτεύματος.



Εικόνα 42-44: Εικόνες από την μακροσκοπική ανάλυση της αποτυχίας των δοκιμίων της ομάδας II (test group). Στην αριστερή εικόνα, παρατηρούμε την μόνιμη πλαστική παραμόρφωση του δοκιμίου, λόγω παραμόρφωσης της βίδας κοχλίωσης, το οποίο θεωρήθηκε ως αποτυχία του δοκιμίου. Στις επόμενες δύο εικόνες δοκιμίων, παρατηρούμε το κάταγμα στην αυχενική περιοχή της κεραμικής καλύπτρας, το οποίο αποτυπώθηκε και στο διάγραμμα φόρτισης και θεωρήθηκε ως αποτυχία του δοκιμίου.



Εικόνα 45-47: Εικόνες από την μακροσκοπική ανάλυση της αποτυχίας των δοκιμών της ομάδας I (control group). Στις δύο πρώτες εικόνες αριστερά, παρατηρούμε την έναρξη της μόνιμης πλαστικής παραμόρφωσης του δοκιμίου, λόγω της πλαστικής παραμόρφωσης της βίδας κοχλίωσης. Το γεγονός αυτό, θεωρήθηκε ως αποτυχία του δοκιμίου, καθώς πλέον είχαμε παραμόρφωση του όλου συστήματος, ως αποκατάσταση, ενώ παρουσιάζονταν και έντονη κινητικότητα της αποκατάστασης. Στην τρίτη εικόνα δεξιά, παρατηρούμε το αποτέλεσμα της υπέρμετρης φόρτισης του δοκιμίου, το οποίο, λόγω της παραμόρφωσης της βίδας, προκάλεσε και την παραμόρφωση του αυχένα του εμφυτεύματος, το οποίο έχει λεπτότερα τοιχώματα, από το σύστημα βίδα κοχλίωσης- μηχανικό στήριγμα τιτανίου.

4.ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ

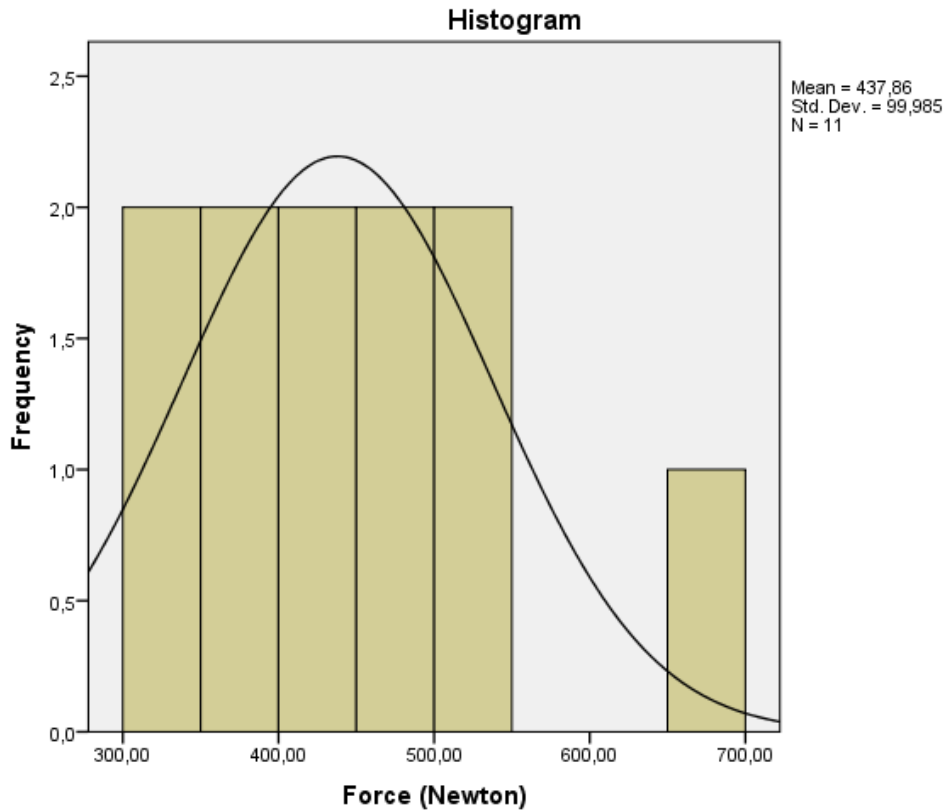
Λαμβάνοντας υπόψιν τις τιμές που καταγράφηκαν, περάσαμε στην στατιστική ανάλυση των αποτελεσμάτων. Πρώτα, θα γίνει παρουσίαση των τιμών της κάθε ομάδας ξεχωριστά μαζί με μία απεικόνιση της κατανομής σε κάθε ομάδα δοκιμίων.

Ομάδα I:

Descriptive Statistics

	N	Range	Minimum	Maximum	Mean	Std. Deviation
	Statistic	Statistic	Statistic	Statistic	Statistic	Statistic
Force (Newton)	11	345.17	304.87	650.04	437.8573	99.98534
Valid N (listwise)	11					

Πίνακας 2: Στον παραπάνω πίνακα, αναφέρονται το εύρος τιμών (range), η μέση τιμή (mean value) καθώς και η τιμή σταθερής απόκλισης (standard deviation) των τιμών της ομάδας δοκιμίων I.



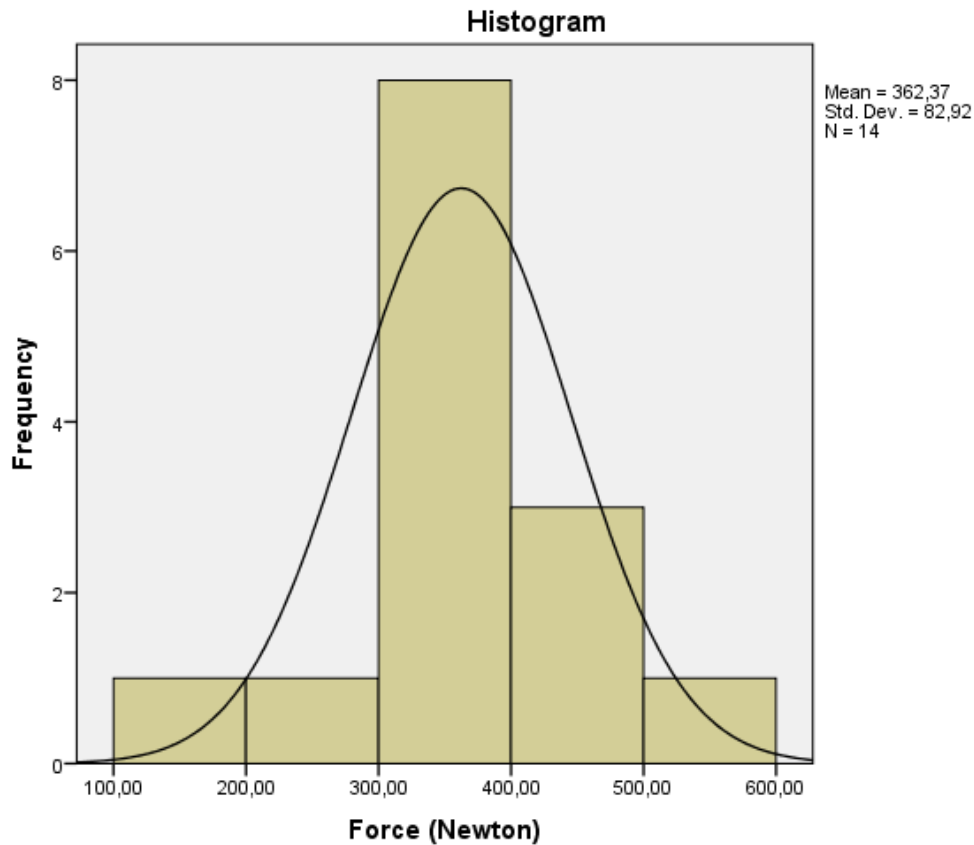
Διαγράμμα 5: Γραφική απεικόνιση της κατανομής των τιμών που καταγράφηκαν για την ομάδα δοκιμίων I.

Ομάδα II:

Descriptive Statistics

	N	Range	Minimum	Maximum	Mean	Std. Deviation
	Statistic	Statistic	Statistic	Statistic	Statistic	Statistic
Force (Newton)	14	378.33	188.76	567.09	362.3707	82.91989
Valid N (listwise)	14					

Πίνακας 3: Στον παραπάνω πίνακα, αναφέρονται το εύρος τιμών (range), η μέση τιμή (mean value) καθώς και η τιμή σταθερής απόκλισης (standard deviation) των τιμών της ομάδας δοκιμίων II.



Διαγράμμα 6: Γραφική απεικόνιση της κατανομής των τιμών που καταγράφηκαν για την ομάδα δοκιμών II.

Group Statistics

	Material	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
Force (Newton)	Emax	14	362.3707	82.91989	22.16127
	Titanium	11	437.8573	99.98534	30.14672

Independent Samples Test

		Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means	
		F	Sig.	t	df
Force (Newton)	Equal variances assumed	1,007	,326	-2,065	23
	Equal variances not assumed			-2,018	19,376

Independent Samples Test

		t-test for Equality of Means		
		Sig. (2-tailed)	Mean Difference	Std. Error Difference
Force (Newton)	Equal variances assumed	,050	-75.48656	36.55813
	Equal variances not assumed	,058	-75.48656	37.41586

Από την ανάλυση των αποτελεσμάτων του t-test ανεξαρτήτων δειγμάτων (t-test independent samples), τα οποία παρατίθενται στους πίνακες πιο πάνω, προκύπτει οριακή στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των τιμών των δύο ομάδων ($T=-2.065$, $BE=23$, $p \leq 0.05$). Κατόπιν αυτού, η μηδενική υπόθεση είναι άκυρη, άρα καταλήγουμε στο συμπέρασμα ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά ($p < 0.05$) στις τιμές θραύσης-αποτυχίας ανάμεσα στα μηχανικά στηρίγματα τιτανίου και στα 'υβριδικά' μηχανικά στηρίγματα επιεμφυτευματικών αποκατάστασεων.

5. ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Οι *in vitro* έρευνες, αποτελούν έναν πειραματικό-ερευνητικό τρόπο, ώστε να μπορέσουμε να ελέγξουμε κάποιες υποθέσεις που έχουμε, εάν και πόσο ανταποκρίνονται σε δοκιμασίες που εμείς δημιουργούμε. Η ευκολία των ερευνών αυτών, έγκειται στο γεγονός, ότι υπάρχει δυνατότητα επαναληψιμότητας της δοκιμασίας, καθώς επίσης και η τυποποίηση της διαδικασίας κατασκευής των δοκιμίων και της πειραματικής διάταξης και των παραμέτρων αυτής. Σίγουρα, πολλές φορές οι δοκιμασίες στις οποίες υποβάλλονται τα δοκίμια απέχουν αρκετά από τη φυσιολογική λειτουργία του στόματος, ενώ το ίδιο ισχύει και για τις συνθήκες που επικρατούν, όπως η έλλειψη υγρασίας ή η θερμοκρασία περιβάλλοντος. Αυτές οι απλοποιήσεις που γίνονται, σίγουρα οδηγούν σε μια συμπεριφορά των δοκιμίων, η οποία είναι αρκετά διαφορετική, από αυτή που πιθανώς παρατηρείται κλινικά. Για αυτό το λόγο, κρίνεται σκόπιμο, τα αποτελέσματα των διαφόρων *in vitro* ερευνών να τα λαμβάνουμε υπόψιν μας μεν, καθώς αποτελούν ένα καλό αρχικό οδηγό εκτίμησης των δυνατοτήτων κάποιου υλικού και της συμπεριφοράς αυτού, αλλά θα πρέπει να έχουμε πάντα κατά νου, το πόσο διαφορετική είναι η κλινική πραγματικότητα και οι συνθήκες λειτουργίας, όταν τα υλικά αυτά βρίσκονται στο στοματικό περιβάλλον.

Στο σημείο αυτό, οφείλουμε να αναφέρουμε ότι οι έρευνες σαν αυτή που πραγματοποιήθηκε, όπου συγκρίνεται η αντοχή υλικών μηχανικών στηριγμάτων επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων, παρουσιάζουν εγγενή προβλήματα τυποποίησης και των δοκιμίων, αλλά και της πειραματικής διάταξης. Τα προβλήματα αυτά αφορούν διάφορες παραμέτρους, όπως η γεωμετρία των δοκιμίων, όπου σε άλλες έρευνες έχουμε σχήμα κεντρικού¹²⁶, ενώ σε άλλες πλαγίου¹⁷⁵, καθώς και το σημείο και η γωνία φόρτισης των δοκιμίων. Επίσης, σε άλλες έρευνες χρησιμοποιήθηκαν εμφυτεύματα, ενώ σε άλλες εμφυτευματικά ανάλογα, ενώ τέλος

υπήρξαν έρευνες που δεν χρησιμοποιήσαν στεφάνη επικάλυψης, αλλά φόρτισαν τα δοκίμια απευθείας σε επίπεδο μηχανικού στηρίγματος. Γι αυτό, όπως έχει προταθεί και σε παλαιότερη έρευνα¹⁷⁶, θα ήταν αρκετά ωφέλιμο να συμφωνηθεί ένα ελάχιστο πλαίσιο τυποποίησης των δοκιμίων και της διάταξης, ώστε να έχουμε πιο αξιόπιστη σύγκριση των αποτελεσμάτων των ερευνών μεταξύ τους.

Επίσης, στη συγκεκριμένη έρευνα οι τιμές μετρήθηκαν σε N (Newton), επειδή ουσιαστικά μετρούσαμε την αντοχή των συγκεκριμένων επιεμφυτευματικών εξαρτημάτων, ως σύστημα και όχι ως μεμονωμένα υλικά, οπότε θα έπρεπε να μετατρέψουμε τις τιμές σε MPa (Megapascal), καθώς έτσι τα αποτελέσματα θα είχαν μεγαλύτερη κλινική σημαντικότητα, όντας πιο ρεαλιστικά και κοντά στην κλινική πραγματικότητα¹⁷⁶. Καθώς, όμως, οι έρευνες με παρόμοιο ερευνητικό πρωτόκολλο^{126,175} παρουσιάζουν τα αποτελέσματά τους σε N (Newton), κρίθηκε σκόπιμο να διατηρήσουμε τα αποτελέσματα σε N (Newton) και να μην τα μετατρέψουμε σε MPa (Megapascal), ώστε να μπορεί να υπάρχει σύγκριση των αποτελεσμάτων των ερευνών μεταξύ τους.

Στη βιβλιογραφία δεν υπάρχουν αρκετές έρευνες, συγκεκριμένα μόνο δύο, με παρόμοιο ερευνητικό πρωτόκολλο.

Η έρευνα των Kim et al¹²⁶, η οποία αποτέλεσε και το εφαλτήριο για να κάνουμε τη συγκεκριμένη έρευνα, συνέκρινε 'υβριδικά' μηχανικά στηρίγματα από μεταλλική βάση CoCr και επικάλυψη διπυριτικού λιθίου (e-max Press) με μηχανικά στηρίγματα Zr κατασκευασμένα με την τεχνολογία CAD CAM. Οι τιμές που προέκυψαν στην συγκεκριμένη έρευνα, ειδικά για τα 'υβριδικά' μηχανικά στηρίγματα ήταν 901,67 (102,05) N. Συγκρίνοντας τα συγκεκριμένα αποτελέσματα με τα αποτελέσματα της ομάδας 'υβριδικών' μηχανικών στηριγμάτων στη δική μας έρευνα, όπου οι τιμές ήταν 362,37 (82,91) N, παρατηρούμε ότι τα δοκίμια στη δική μας έρευνα απέτυχαν σε

αρκετά μικρότερες τιμές με μικρότερη όμως σταθερή απόκλιση τιμών μεταξύ των δοκιμίων, που δείχνει πιο ομοιογενή συμπεριφορά των δοκιμίων. Οι λόγοι που προέκυψε αυτή η διαφορά οφείλεται κυρίως στο γεγονός, ότι η φόρτιση στη συγκεκριμένη έρευνα έγινε σε γωνία 30° , ενώ στη δική μας έρευνα αυτή έγινε υπό γωνία 45° . Η γωνία εφαρμογής της δύναμης φόρτισης στις 45° θεωρείται η πιο καταστροφική που μπορεί να υπάρξει, σε αντίθεση με τη φόρτιση υπό 30° , όπου λόγω του γεγονότος ότι δημιουργούνται μικρότερης ισχύος μοχλοί (lever arms) σε δυνάμεις φόρτισης μεγαλύτερης ισχύος, έχουμε σαν αποτέλεσμα υψηλότερες δυνάμεις αντοχής των δοκιμίων^{177,178}. Η σημασία των δυνάμεων φόρτισεων και η γωνία υπό την οποία ασκούνται στα δοκίμια, έχουν εξαιρετική σημασία, λόγω της ίδιας της φύσης της πειραματικής διάταξης, καθώς ολόκληρη η πειραματική διάταξη, προσομοιάζει ένα μοχλό 2^{ης} τάξης με υπομόχλιο, το κατώτερο σημείο σύνδεσης του μηχανικού στηρίγματος-βίδας κοχλίωσης με το εσωτερικό εξάγωνο του εμφυτεύματος. Ένας άλλος λόγος που πιθανόν να επηρέασε αυτή τη διαφορά μεταξύ των αναφερόμενων τιμών των δύο ερευνών, είναι πως στην μεν έρευνα των Kim et al¹²⁶ οι κεραμικές καλύπτρες των 'υβριδικών μηχανικών στηριγμάτων κατασκευάστηκαν με τη μέθοδο του κέρινου προπλάσματος και στη συνέχεια τη συμπίεση του διπυριτικού λιθίου (e-max Press). Ο έλεγχος των διαστάσεων μεταξύ των δοκιμίων έγινε με μια μήτρα σιλικόνης σε επίπεδο κέρινου προπλάσματος, με όση τεχνική ευαισθησία μπορεί να έχει αυτή η μέθοδος, ως τεχνική ελέγχου. Αντίθετα, στην παρούσα έρευνα ο έλεγχος των διαστάσεων μεταξύ των δοκιμίων, έγινε και ηλεκτρονικά στο επίπεδο του σχεδιασμού των κεραμικών καλυπτρών σε υπολογιστή και στη συνέχεια με τη χρήση μήτρας από εν ψυχρώ πολυμεριζόμενη ακρυλική ρητίνη (GC Pattern Resin, GC America, Alsip, Ill.) και όπου χρειάστηκε έγινε μια τελική λείανση της κεραμικής καλύπτρας, πριν τη συγκόλληση στις βάσεις τιτανίου. Αυτή η διαδικασία και σε

συνδυασμό με τη φύση του ίδιου του υλικού (του διπυριτικού λιθίου), το οποίο είναι αρκετά ευαίσθητο πριν τη συγκόλληση του, πιθανόν να συνέβαλλε στην εισαγωγή ρωγμών στη μάζα του κεραμικού υλικού με αποτέλεσμα τη μείωση των μηχανικών ιδιοτήτων του υλικού. Ενώ τέλος, η χρήση μαλακού ενδοτικού υλικού επί της κεφαλής φόρτισης, με σκοπό την ευρύτερη διάδοση των δυνάμεων και των ρωγμών στη μάζα του κεραμικού υλικού, επίσης ίσως να έπαιξε ρόλο στη μεγαλύτερη αντοχή των δοκιμίων της συγκεκριμένης έρευνας, καθώς είχε φανεί παλαιότερα ότι η απευθείας επαφή της κεφαλής φόρτισης με το δοκίμιο, χωρίς την παρεμβολή κάποιου μαλακού υλικού, ευνοεί τη δημιουργία και διάδοση των ρωγμών από το σημείο της επαφής μεταξύ τους^{85,115}. Όσον αφορά τη συμπεριφορά των δοκιμίων κατά τη διαδικασία της φόρτισής τους και τον τρόπο που απέτυχαν αυτά, παρουσιάζεται ταύτιση μεταξύ των δύο ερευνών, καθώς η θραύση που παρατηρήθηκε στα δοκίμια που απέτυχαν (λόγω θραύσης του κεραμικού υλικού) και στις δύο έρευνες, έγινε στο αυχενικό τμήμα της καλύπτρας, λόγω παραμόρφωσης της βίδας κοχλίωσης, ενώ δεν παρατηρήθηκε αποτυχία λόγω ανίσχυρου δεσμού μεταξύ μεταλλικής βάσης και κεραμικής καλύπτρας ή λόγω θραύσης της μεταλλικής βάσης.

Στην έρευνα των Protopapadaki et al¹⁷⁵ συγκρίνονται ‘υβριδικά’ μηχανικά στηρίγματα από μεταλλική βάση (κράμα Lodestar) με κεραμική καλύπτρα από συμπιεζόμενο υαλοκεραμικό λευκίτη (InLine PoM) σε σχέση με μηχανικά στηρίγματα Zr κατασκευασμένα με την τεχνολογία CAD CAM. Οι τιμές που προέκυψαν για την ομάδα δοκιμίων των ‘υβριδικών’ μηχανικών στηριγμάτων είναι 525,89 (143,54) N, οι οποίες είναι μεγαλύτερες από τις αντίστοιχες των δικών μας δοκιμίων της αντίστοιχης ομάδας ‘υβριδικών’ μηχανικών στηριγμάτων, όπου προέκυψαν τιμές που ισούνται με 362,37 (82,91) N. Και εδώ, παρά τις μικρότερες τιμές αντοχής, τα δοκίμια της έρευνας μας παρουσιάζουν μικρότερη σταθερή απόκλιση, άρα μεγαλύτερη

ομοιογένεια στη συμπεριφορά τους, όσον αφορά την αντοχή τους. Η διαφορά αυτή στις τιμές θεωρούμε ότι οφείλεται και εδώ κυρίως στη γωνία άσκησης της δύναμης φόρτισης, όπου και εδώ η φόρτιση έγινε υπό γωνία 30°, όπως και στην έρευνα των Kim et al¹²⁶, καθώς επίσης και στην επεξεργασία των κεραμικών καλυπτρών κατά την κατασκευή τους. Και τέλος, δύο ακόμη πιθανοί τροποποιητικοί παράγοντες, είναι η χρήση αναλόγων εμφυτευμάτων και όχι πραγματικών εμφυτευμάτων, καθώς και η χρήση μεταλλικής βάσης από ατσάλι ως φορέα του δοκιμίου, και όχι κάποιας ακρυλικής ρητίνης, η οποία να προσομοιάζει τη συμπεριφορά του οστού. Η επιλογή μη χρήσης κάποιας ακρυλικής ρητίνης που να προσομοιάζει το οστό, τεκμηριώνεται από την έρευνα των Silva et al¹⁷⁹ η οποία έδειξε ότι κατά τη διάρκεια δοκιμασιών φόρτισης, η χρήση τέτοιων υλικών για προσομοίωση του οστού, οδηγούν σε μετατόπιση του δοκιμίου από το υλικό και άρα τροποποίηση των αποτελεσμάτων. Από την άλλη πλευρά όμως, θεωρούμε ότι η χρήση πραγματικών εμφυτευμάτων και όχι εμφυτευματικών αναλόγων καθώς επίσης και η χρήση κάποιας ακρυλικής ρητίνης, η οποία να προσομοιάζει το οστό, βοηθάει στην όσο το δυνατόν ρεαλιστικότερη απεικόνιση και έλεγχο του δοκιμίου ως συστήματος σε συνθήκες και με παραμέτρους (π.χ. χρήση εμφυτευμάτων), που επικρατούν στο στοματικό περιβάλλον. Όσον αφορά τη συμπεριφορά των δοκιμίων και εδώ παρουσιάζεται ταύτιση με τη δική μας έρευνα, καθώς η αποτυχία των δοκιμίων ξεκίνησε από το επίπεδο της εσωτερικής σύνδεσης του μηχανικού στηρίγματος με το ανάλογο του εμφυτεύματος και από τη βίδα κοχλίωσης και όχι από το μηχανικό στήριγμα.

Στη συνέχεια, οφείλουμε να αναφέρουμε ότι τα αποτελέσματα που βρέθηκαν ειδικά για την ομάδα των 'υβριδικών' μηχανικών στηριγμάτων, δεν είναι τόσο σημαντικό να συγκριθούν με τα αποτελέσματα άλλων ερευνών με παρόμοιο πρωτόκολλο, καθώς πάντα θα υπάρχουν διαφορές, έστω και μικρές, στην τυποποίηση των παραμέτρων,

που θα καθιστούν την απόλυτη σύγκριση των τιμών των ερευνών αρκετά δύσκολη. Σημαντικότερο είναι να λάβουμε υπόψιν μας, το περιβάλλον στο οποίο θα λειτουργήσουν οι αποκαταστάσεις των οποίων την αντοχή ελέγξαμε και αν οι δυνάμεις που ασκούνται στην περιοχή αυτή, είναι ανεκτές από τις αποκαταστάσεις. Στην έρευνα των Kiliaridis et al¹⁸⁰ αναφέρεται ότι στην τομική περιοχή οι δυνάμεις που ασκούνται φθάνουν μέχρι τα 290 N, αναλόγως της μορφολογίας του προσώπου καθώς και της ηλικίας του ατόμου. Στην έρευνα των Ferrario et al¹⁸¹ αναφέρεται ότι στις γυναίκες, η μέση τιμή στα πρόσθια δόντια κυμαίνεται μεταξύ 93,88 – 119,68 N, ενώ στους άνδρες κυμαίνεται μεταξύ 146,17 – 190,31 N. Ενώ τέλος, στην έρευνα των Haraldson et al¹⁸², η μέση τιμή δύναμης σε ακίνητες επιεμφυτευματικές αποκαταστάσεις είναι 103 N, με μεγάλη, όμως, διακύμανση στις τιμές, όπου για τους τομείς κυμαίνεται μεταξύ 90 - 370 N και για τους κυνόδοντες μεταξύ 150 - 235 N. Όπως γίνεται αντιληπτό, οι τιμές που έχουν αναφερθεί στη βιβλιογραφία μας δίνουν το δικαίωμα να είμαστε αρκετά αισιόδοξοι για τη συμπεριφορά των ‘υβριδικών’ μηχανικών στηριγμάτων στο στοματικό περιβάλλον και πιο συγκεκριμένα στην πρόσθια περιοχή, καθώς για αυτή την περιοχή ενδείκνυται η χρήση τους.

Ως περιορισμοί της έρευνας μπορούν να περιγραφούν η ίδια η δοκιμασία φόρτισης, καθώς η δυναμική φόρτιση είναι μια διαδικασία η οποία δεν συναντάται στη λειτουργία του στοματογναθικού συστήματος, πέρα από κάποιες παραλειτουργικές έξεις (clenching). Η καταλληλότερη δοκιμασία, θα ήταν η κυκλική φόρτιση, καθώς προσομοιάζει καλύτερα τη φυσιολογική λειτουργία, όπου οι δυνάμεις μάσησης και κατάποσης κυμαίνονται μεταξύ 2 – 50 N. Άλλος πιθανός περιορισμός της έρευνας, ήταν η παραμόρφωση της βίδας κοχλίωσης που προέκυπτε σε κάποιες περιπτώσεις. Μια πειραματική διάταξη, η οποία δεν θα επέτρεπε την παραμόρφωση της βίδας κοχλίωσης, θα μας έδινε ακόμη πιο αντιπροσωπευτικά αποτελέσματα, όσον αφορά

την αντοχή των μηχανικών στηριγμάτων των δύο ομάδων δοκιμών. Το γεγονός, βέβαια, πως η βίδα κοχλίωσης παραμορφώθηκε σε αρκετές περιπτώσεις, είναι κάτι που έχει αναφερθεί σε πολλές έρευνες και θα μπορούσε να αποτελέσει πεδίο προβληματισμού και προσπάθειας βελτίωσης για τις εταιρείες κατασκευής των εμφυτευμάτων και των εμφυτευματικών εξαρτημάτων, καθώς όλα τα εξαρτήματα που χρησιμοποιήθηκαν ήταν εργοστασιακά κατασκευασμένα και με τις προδιαγραφές που ορίζει η κάθε κατασκευάστρια εταιρεία. Επίσης, η μη χρήση κάποιου παράγοντα που θα λειτουργούσε ως υποκατάστατο σάλιου, θα ενίσχυε ακόμη παραπάνω τη ρεαλιστικότερη απόδοση των συνθηκών που επικρατούν στο στόμα, ενώ και η μη κατασκευή κάποιας ολοκεραμικής στεφάνης, που θα ήταν η επιλογή εκλογής σε μια πρόσθια επιεμφυτευματική αποκατάσταση, αντί της στεφάνης CoCr, αποτελεί εγγενή περιορισμό της έρευνας. Επιπροσθέτως, η έλλειψη ακριβούς αντιστοιχίας εμφυτευματικών εξαρτημάτων μεταξύ της κατασκευάστριας εταιρείας εμφυτευμάτων από την οποία χρησιμοποιήθηκαν οι βάσεις τιτανίου (κωδικός παραγωγής: MK-TBS4, MIS Implant Technologies LTD, Israel) και της εταιρείας κατασκευής των κύβων υαλοκεραμικού από διπυριτυκό λίθιο – IPS emax CAD (κωδικός παραγωγής: 644362, Ivoclar Vivadent, Schein, Lichtenstein), οδήγησε στην προσαρμογή των κεραμικών καλυπτρών κατά 0,3 mm αυχενικά σε εύρος, ώστε να έχουμε απόλυτη ταύτιση στο όριο μεταξύ βάσης τιτανίου και κεραμικής καλύπτρας.

Πριν ολοκληρώσουμε, οφείλουμε να αναφέρουμε πως κατά τη διάρκεια της στατικής φόρτισης, το σημείο εφαρμογής της δύναμης από την κεφαλή φόρτισης, δεν ήταν πάντοτε απόλυτα σταθερό, παρά την πρόνοια που είχε ληφθεί κατά το σχεδιασμό των στεφανών, και αυτό οφείλεται σε μικροανωμαλίες στην υπερώια επιφάνεια της στεφάνης. Αυτό ως συνέπεια, οδήγούσε σε μικρομετακινήσεις της κεφαλής, με αποτέλεσμα μια μικρή ασάφεια στον προσδιορισμό του σημείου

αποτυχίας του δοκιμίου, το οποίο όμως πρόβλημα ξεπερνιόταν με προσεκτική μελέτη των καμπυλών φόρτισης.

Στην παρούσα μελέτη, η ισχύς $p \leq 0,05$, υποδεικνύει οριακή στατιστικά σημαντική διαφορά στην αντοχή στη θραύση μεταξύ των 'υβριδικών' μηχανικών στηριγμάτων και των μηχανικών στηριγμάτων τιτανίου. Παρόλ' αυτά όμως, οι τιμές που προέκυψαν από την ομάδα των 'υβριδικών' μηχανικών στηριγμάτων, δείχνουν ότι οι συγκεκριμένη εναλλακτική κλινική προσέγγιση, μπορεί να αποτελέσει μια θεραπευτική εναλλακτική τα επόμενα χρόνια, σε σχέση με τα μηχανικά στηρίγματα τιτανίου ή ακόμα και με τα ολοκεραμικά μηχανικά στηρίγματα. Οι λόγοι που τα καθιστούν ως εναλλακτική, είναι εμβιομηχανικοί, καθώς είδαμε ότι παρουσιάζουν ικανοποιητική αντοχή στη θραύση, και αισθητικοί – βιολογικοί, καθώς όπως αναφέρθηκε και παραπάνω, η υπεροχή των κεραμικών υλικών σε σύγκριση με το τιτάνιο είναι εμφανής και έχει δειχθεί σε πολλές περιπτώσεις^{91,136,140,146,166-169}. Ενώ δεν θα πρέπει να παραβλεφθεί και το χαμηλότερο κόστος αγοράς και κατασκευής σε σύγκριση με ένα ολοκεραμικό μηχανικό στήριγμα.

Κλείνοντας, η επιτυχία της λειτουργίας των 'υβριδικών' μηχανικών στηριγμάτων, θα καθοριστεί και θα ελεγχθεί καλύτερα με μακροχρόνιες κλινικές έρευνες, ενώ όπως αναφέρθηκε παραπάνω, η προσπάθεια βελτίωσης των προκατασκευασμένων επιεμφυτευματικών εξαρτημάτων όπου σε κάποιες περιπτώσεις υπήρξαν ο αδύναμος κρίκος του συστήματος, θα πρέπει να αποτελέσει μελλοντικά πεδίο αναζήτησης.

6. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

1. Παρατηρήθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά ($p \leq 0,05$) μεταξύ της αντοχής στη θραύση των μηχανικών στηριγμάτων τιτανίου σε σχέση με τα 'υβριδικά' μηχανικά στηρίγματα (βάση τιτανίου – κεραμική καλύπτρα από υαλοκεραμικό διπυριτικού λιθίου).
2. Οι τιμές αντοχής στη θραύση (362,37[82,91] N) των 'υβριδικών' μηχανικών στηριγμάτων είναι ανώτερες ή παραπλήσιες με τις ανώτερες τιμές που έχουν περιγραφεί για την πρόσθια περιοχή σε φυσικά δόντια^{180, 181, 182}.
3. Η αποτυχία των 'υβριδικών' μηχανικών στηριγμάτων συνέβαινε στην αυχενική περιοχή της κεραμικής καλύπτρας, ενώ εάν δεν συνέβαινε θραύση του κεραμικού υλικού, το δοκίμιο παραμορφωνόταν μόνιμα, λόγω μόνιμης πλαστικής παραμόρφωσης της βίδας κοχλίωσης του μηχανικού στηρίγματος.
4. Σε καμία περίπτωση κατά της διάρκειας φόρτισης δεν προέκυψε αποτυχία ή θραύση, λόγω αποτυχίας του δεσμού μεταξύ βάσης τιτανίου και κεραμικής καλύπτρας.
5. Σε καμία περίπτωση, δεν προέκυψε κάταγμα της βάσης τιτανίου των 'υβριδικών' μηχανικών στηριγμάτων ή της εσωτερικής επιφάνειας σύνδεσης των μηχανικών στηριγμάτων τιτανίου.
6. Η βίδα κοχλίωσης, αποτέλεσε τον αδύναμο κρίκο σε όλες τις περιπτώσεις αποτυχίας στα μηχανικά στηρίγματα τιτανίου και σε κάποιες στα 'υβριδικά' μηχανικά στηρίγματα.

7. ΠΕΡΙΛΗΨΗ

ΣΚΟΠΟΣ: Σκοπός της έρευνας είναι να ελέγξει την διαφορά στην αντοχή θραύσης, μετά από στατική φόρτιση, ανάμεσα σε μηχανικά στηρίγματα τιτανίου (ομάδα ελέγχου) με στεφάνη από κράμα CoCr και “υβριδικά” μηχανικά στηρίγματα (βάση από τιτάνιο και κεραμική επικάλυψη διπυριτικού λιθίου) με στεφάνη από κράμα CoCr.

ΥΛΙΚΑ – ΜΕΘΟΔΟΣ: 20 τυποποιημένα δοκίμια, σχημάτισαν δύο ομάδες δοκιμίων:

Ομάδα I (control group): Μεταλλικές στεφάνες CoCr συγκολλημένες με ρητινώδη κονία διπλού πολυμερισμού σε προκατασκευασμένα στηρίγματα τιτανίου - Esthetic abutment (κωδικός παραγωγής: MD-A0010, MIS Implant Technologies LTD) – (10 δοκίμια).

Ομάδα II (test group): Μεταλλικές στεφάνες CoCr συγκολλημένες με ρητινώδη κονία σε υβριδικά μηχανικά στηρίγματα, αποτελούμενα από βάση τιτανίου (κωδικός παραγωγής: MK-TBS4, MIS Implant Technologies LTD) με επικάλυψη κεραμικού από διπυριτικό λίθιο – IPS emax CAD (κωδικός παραγωγής: 644362, Ivoclar Vivadent, Lichtenstein) – (10 δοκίμια). Τα δοκίμια τοποθετήθηκαν σε ειδική συσκευή μηχανικών δοκιμασιών Tensometer 10, Monsanto, Akron, Ohio, USA, με τον επιμήκη άξονα του εμφυτεύματος να σχηματίζει γωνία 45° ως προς το οριζόντιο επίπεδο και φορτίστηκαν στατικά μέχρι την αποτυχία τους.

ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ: Ως **αποτυχία**, ορίστηκε είτε η θραύση της κεραμικής καλύπτρας του υβριδικού μηχανικού στηριγματος (test group), είτε η μόνιμη και παρατεταμένη πλαστική παραμόρφωση του μηχανικού στηρίγματος-δοκιμίου (control ή test group), γεγονός το οποίο είναι μη αποδεκτό κλινικά και λαμβάνεται ως αποτυχία της επιεμφυτευματικής προσθετικής αποκατάστασης.

Ομάδα I (control group): Ελάχιστη τιμή: 304,87 N, Μέγιστη τιμή: 650,04 N, Μέση τιμή: 437,85 N, Σταθερή απόκλιση: 99,98 N

Ομάδα II (test group): Ελάχιστη τιμή: 188,76 N, Μέγιστη τιμή: 567,09 N, Μέση τιμή: 362,37 N, Σταθερή απόκλιση: 82,91 N

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ: Κατόπιν στατιστικής ανάλυσης των αποτελεσμάτων με t-test ανεξαρτήτων δειγμάτων (t-test independent samples), προέκυψε στατιστικά σημαντική διαφορά ($p \leq 0,05$), ανάμεσα στην αντοχή στη θραύση μεταξύ των δοκιμίων των δύο ομάδων. Παρόλ' αυτά, τα 'υβριδικά' μηχανικά στηρίγματα, επέδειξαν ικανοποιητική αντοχή και μπορούν να αποτελέσουν μια εναλλακτική για την επιλογή μηχανικού στηρίγματος σε πρόσθιες επιεμφυτευματικές αποκαταστάσεις.

8. SUMMARY

PURPOSE: Aim of this study was to evaluate the fracture strength of failure of two different kinds of single tooth implant abutments after static loading.

MATERIALS AND METHOD: Ten single implant-supported CoCr crowns of central incisors were cemented, using a dual – cure resin cement, on prefabricated straight titanium abutments will be used as control group and compared , with 10 CoCr crowns of central incisors cemented, using a dual – cure resin cement, on hybrid-ceramic abutments (titanium sleeve-lithium disilicate coping), which were used as test group. The abutments, in both groups, were fixed and screwed, before cementation on 20 endosseous titanium implants, internally connected, with diameter 4,20mm and length of 13mm. All the specimens were loaded via Tensometer 10, (Monsanto, Akron, Ohio, USA). All the specimens were tested for fracture strength resistance using compressive load on the palatal surfaces of the crowns.

RESULTS: The results of the static loading of the specimens were as follow: Group I (control group): Minimum value: 304,87 N, Maximum value: 650,04 N, Mean value: 437,85 N, Standard deviation: 99,98 N.

Group II (test group): Minimum value: 188,76 N, Maximum value: 567,09 N, Mean value: 362,37 N, Standard deviation: 82,91 N.

After statistical analysis of the results, the fracture strength of the titanium abutments wa found significantly different compared to the hybrid abutments ($p \leq 0,05$).

CONCLUSION: Within the limitations of this study, the load to failure was significantly higher for the titanium abutments than for the hybrid abutments. Despite this significant difference, the value recorded for the hybrid abutments group, shows that these abutments are able to withstand the loads produced during normal function and can be seen as a viable treatment alternative in anterior implant restorations.

11. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Brånemark P-I. Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent 1983; 50: 399-411.
2. Ekfeldt A, Carlsson GE, Borjesson G. Clinical evaluation of single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: A retrospective study. Int J Oral Maxillofac Implants 1994; 9:179-183.
3. Enquist B, Nilson H, Åstrand P. Single-tooth replacement by osseointegrated Brånemark implants. A retrospective study of 82 implants. Clin Oral Impl Res 1995;6:238-245
4. McGlumphy EA, Robinson DM, Mendel DA. Implant superstructures: a comparison of ultimate failure force. Int J Oral Maxillofac Implants.1992; 7: 35-39.
5. Morgan JM, James JF, Pilliar RM. The fractures of fixture components of an osseointegrated implant. Int J Oral Maxillofac Implants 1993; 8: 409-414.
6. Tripodakis A, Strub JR, Kappert H, Witkowski S. Strength and mode of failure of single implant all-ceramic abutment restorations under static load. Int J Prosthodont 1995; 8: 265-272.
7. Lindh T, Gunne J, Tillberg A, Molin M. A meta-analysis of implants in partial edentulism. Clin Oral Impl Res 1998;9: 80-90.
8. Leonhardt A, Grondahl K, Bergstrom C, Lekholm U. Long-term follow-up of osseointegrated titanium implants using clinical, radiographic and microbiological parameters. Clin Oral Impl Res 2002; 13: 127-132.
9. Priest G. Single-tooth implants and their role in preserving remaining teeth: a 10-year survival study. Int J Oral Maxillofac Implants 1999; 14: 181-188.

10. Zitzmann NU, Scharer P, Marinello CP. Long-term results of implants treated with guided bone regeneration: a 5-year prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001; 16: 355-366.
11. Prestipino V, Ingber A. Esthetic high-strength implant abutments: Part I. *J Esthet Dent* 1993; 5:29-36.
12. Meyenberg KH. Modified porcelain-fused-to-metal restorations and porcelain laminates for anterior aesthetics. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1995; 7: 33-44.
13. Vallitu PK, Vallitu ASJ, Lassila VP. Dental aesthetics - a survey of attitudes in different groups of patients. *J Dent* 1995; 24: 335-338.
14. Zarb GA, Lewis DW. Dental Implants and decision making. *J Dent Educat* 1992;5 6: 863-872.
15. Studer S, Pietrobon N, Wohlwend A. Maxillary anterior single-tooth replacement: comparison of three treatment modalities. *Prac Periodont Aesthet Dent* 1994;6:51-60.
16. Hürzeler MB, Quinones CR, Strub, JR. Advanced surgical and prosthetic management of the anterior single-tooth osseointegrated implant: a case presentation. *Prac Periodontics Aesthet Dent* 1994; 6: 13-21.
17. Prestipino V, Ingber A. All-ceramic implant abutments: esthetic indications. *J Esthet Dent* 1996; 8: 255-262.
18. Hegenbarth EA. Die Anwendung des Procera-CAD/CAM-Systems bei metallfreien Suprastrukturen auf Einzelzahnimplantaten. *Quintessenz Zahntech* 1997; 23: 294-307.
19. Miura H, Watanabe S, Isogai E and Miura K. Comparison of maximum bite

- force and dentate status between healthy and frail elderly persons. *J Oral Rehabilitation* 2001;28: 592-595.
20. Gibbs Ch, Mahan P, Mauderli A, Lundeen H, Walsh E. Limits of Human bite strength. *Research and Education* 1986; 56; 226-229.
21. Karayiannis A, Lussi A, Hammerle Ch, Lang N.P. Perceived pressure thresholds with natural teeth and single crowns on osseointegrated dental implants. *J Dent Res.* 1991; 70;460.
22. Jacobs R, van Steenberghe D. Comparative evaluation of the oral tactile function by means of teeth or implant-supported prostheses. *Clin. Oral Impl. Res.* 1991; 2;75-80.
23. Muhlbradt L, Ulrich R, Mohlmann H, Schmid H. Mechanoperception of natural teeth versus endosseous implants revealed by magnitude estimation. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 1989;4;125-130.
24. S.Lewis, J.Beumer III, W.Hornburg, P.Moy . The “UCLA” Abutment. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 1988;3:183-189.
25. Lewis S., Beumer J. III, Perri GP, Hornburg W. Single tooth implant-supported restorations. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 1988; 3:25-30.
26. Lewis SG, Llamas D, Avera S. The UCLA abutment: a four-year review. *J. Prosthet. Dent.* 1992; 67:509-515.
27. Yildirim M. , Edelhoff D. , Hanisch O. , Spiekermann H. Ceramic Abutments- A New Era in Achieving Optimal Esthetics in Implant Dentistry. *The International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry* 2000; 20:81-91.
28. Andersson B, Ödman P, Lindnall AM, Brånemark PI. Cemented single crowns

on osseointegrated implants after 5 years: Results from a prospective study on Cera One. *Int J Prosthodont* 1998; 11:212-218.

29. Andersson B, Ödman P, Carlsson L, Brånemark PI. A new Brånemark single tooth abutment: Handling and early clinical experiences. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 1992; 7:105-111.
30. Andersson B, Ödman P, Boss A, Joerneus L. Mechanical testing of superstructures on the CeraOne abutment in the Brånemark system. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 1994; 9:665-672.
31. Ingber A, Prestipino V. High-strength ceramic abutment provides esthetic, functional alternative. *Dent Implantol update* 1991;2:70-72.
32. Prestipino V, Ingber A. All-ceramic implant abutments: Esthetic Indications. *J Esthet Dent* 1996; 6:255-262.
33. McGlumphy EA, Wall JC, Elfers CL, Ingber A, Prestipino V. New ceramic core implant abutments: a comparison study. *J Dent Res* 1992; 71:115.
34. Laurell L, Lundren D. Distribution of occlusal forces along unilateral posterior two-unit cantilever segments in cross-arch fixed partial dentures. *J Prosth Dent* 1988; 60:106-112.
35. Chong KH, Chai J, Takahashi Y, Wozniak W. Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram-zirconia core materials. *Int J Prosthodont* 2002; 15:183-8.
36. Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont* 1995; 8:239-46.
37. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont* 2002; 15:339-46.

38. Seghi RR, Denry IL, Rosenstiel SF. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1995; 74:145-50.
39. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res* 1989; 23:45-61.
40. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999; 20:1-25.
41. M. Guazzato, M. Albakry, L. Quach, M.V. Swain. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. *Dental Materials* (2005); 21:454–463.
42. M. Behr, M. Rosentritt, R. Lang, G. Handel. Glass fiber-reinforced abutments for dental implants. A pilot study. *Clin. Oral Impl. Res.* 2001;12; 174–178.
43. Sadoun M, Perelmuter S. Alumina-zirconia machinable abutments for implant-supported single-tooth anterior crowns. *Pract Periodont Aesthet Dent* 1997; 9: 1047-1053.
44. Heydecke G, Sierraalta M, Razzoog ME. Evolution and use of aluminum oxide single-tooth implant abutments: a short review and presentation of two cases. *Int J Prosthodont* 2002; 15: 488-493.
45. Koutayas SO, Kern M. All-ceramic posts and cores: the state of the art. *Quintessence Int* 1999; 30: 383-392.
46. Bonnard P, Hermans M, Adriaenssens P, Daelemans P, Malevez C. Anterior esthetic rehabilitation on teeth and dental implants optimized with Procera technology: a case report. *J Esthet Restor Dent* 2001; 13: 163-171.
47. Tan PL, Dunne JT Jr. An esthetic comparison of a metal ceramic crown and

cast metal abutment with an all-ceramic crown and zirconia abutment: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2004; 91: 215-218.

48. Asvanund P, Morgano SM. Photoelastic stress analysis of external versus internal implant-abutment connections. *J Prosthet Dent*. 2011 Oct; 106(4):266-71.
49. Balik A, Ozdemir Karatas M, Keskin H. Effects of different abutment connection designs on the force distribution around commercially available dental implants:A 3D Finite Element Analysis. *J Oral Implantol*. 2011
50. Lee EJ, Koo KT, Kim JY, Seol YJ, Han JS, Kim TI, Lee YM, Ku Y, Wikesjö UM, Rhyu IC. The Effect of Internal Versus External Abutment Connection Modes on Crestal Bone Changes Around Dental Implants: A Radiographic Analysis. *J Periodontol*. 2011.
51. Duret F, Blouin JL, Duret B. *J Am Dent Assoc*. 1988 Nov; 117(6): 715-720.
52. Zinelis S. Effect of pressure of helium, argon, krypton and xenon on the porosity, microstructure and mechanical properties of cpTi castings. *J of Prosthetic Dentistry* 2000; 84:575-582.
53. Meyenberg KH. Modified porcelain-fused-to-metal restorations and porcelain laminates for anterior aesthetics. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1995;7: 33-44.
54. Vallitu PK, Vallitu ASJ, Lassila VP. Dental aesthetics - a survey of attitudes in different groups of patients. *J Dent* 1995; 24: 335-338.
55. Studer S, Pietrobon N, Wohlwend A. Maxillary anterior single-tooth replacement: comparison of three treatment modalities. *Prac Periodont Aesthet Dent* 1994;6:51-60.
56. Zarb GA, Lewis DW. Dental Implants and decision making. *J Dent Educat*

1992;56: 863-872.

57. Hürzeler MB, Quinones CR, Strub, JR. Advanced surgical and prosthetic management of the anterior single-tooth osseointegrated implant: a case presentation. *Prac Periodontics Aesthet Dent* 1994; 6: 13-21.
58. Studer S, Pietrobon N. Wohlwend A. Maxillary anterior single-tooth replacement: comparison of three treatment modalities. *Prac Periodont Aesthet Dent* 1994; 6:51-60.
59. Hegenbarth EA. Die Anwendung des Procera-CAD/CAM-Systems bei metallfreien Suprastrukturen auf Einzelzahnimplantaten. *Quintessenz Zahntech* 1997; 23: 294-307.
60. Καρούσιας Ν. , Μπαλτζάκη Γ., Σταθόπουλος Απ. Οδοντιατρικά Βιοϋλικά. Εκδόσεις Ακίδα, Αθήνα, 1994.
61. Καρούσιας Ν. , Μπαλτζάκη Γ., Σταθόπουλος Απ. Οδοντιατρικά Βιοϋλικά. Εκδόσεις Ακίδα, Αθήνα, 1994.
62. Craig Robert G. Restorative dental materials. Sixth Edition, C.V. Mosby Company, St. Louis. Toronto, London, 1980
63. Anusavice KJ. Dental Ceramics. Chapter 26, in: Anusavice KJ, Phillips' Science of Dental Materials. Saunders, Philadelphia, 1996.
64. Cronin RJ, Cagna DR. An update on fixed prosthodontics. *J Am Dent Assoc* 1997;128: 425-436.
65. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc* 1997; 128: 297-307.
66. Neumann P. CAD/CAM-Ceramics: An overview for the Cerec practitioner. *Int J Comput Dent* 1999; 2: 45-57.

67. Anusavice KJ, Lee RB. Effect of firing temperature and water exposure on crack propagation in unglazed porcelain. *J Dent Res* 1989; 68:1075-1081.
68. Kelly JR, Tesk JA, Sorensen JA. Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: Analysis and modeling. *J Dent Res* 1995; 74:1253-1258.
69. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica-, and zirconia-based ceramics. *J Dent* 2000; 28:529-535.
70. Munz D., Fett T. *Ceramics: mechanical properties, failure behaviour, materials selection*. 1st edition Berlin:Springer, 1999
71. Ritter JE. Predicting lifetimes of materials and material structures. *Dent Mater* 1995; 11:142-146.
72. Morena R, Lockwood PE, Fairhurst CW. Fracture toughness of commercial dental porcelains. *Dent Mater* 1986; 2:58-62.
73. Mante FK, Brantley WA, Dhuru VB, Ziebert GJ. Fracture toughness of high alumina core dental ceramics: the effect of water and artificial saliva. *Int J Prosthodontics* 1993; 6:546-552.
74. Fischer H, Rentzsch W, Marx R. R-curve behavior of dental ceramic materials. *J Dent Res* 2002; 81:547-551.
75. Okada A, Hirosaki N. Subcritical crack growth in sintered silicon nitride exhibiting a rising R-curve. *J Am Ceram Soc* 1990; 73:2095-2096.
76. Fett T, Munz D. Subcritical crack growth of macrocracks in alumina with R-curve behavior. *J Am Ceram Soc* 1992; 75:958-963.
77. Sarkar D, Basu B, Chu MC, Cho SJ. R-curve behavior of Ti₃SiC₂. *Ceramics International* 2006.

78. Ariel J. Raigrodski. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2004; 92:557-62.
79. Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent* 1996; 76: 140-4.
80. White SN, Caputo AA, Li ZC, Zhao XY. Modulus of rupture of the Procera All-Ceramic System. *J Esthet Dent* 1996; 8:120-6.
81. Zeng K, Oden A, Rowcliffe D. Flexure tests on dental ceramics. *Int J Prosthodont* 1996; 9:434-9.
82. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res* 1989; 23:45-61.
83. Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent*. 2003; 90:325–331.
84. Hegenbarth EA. Esthetic and prosthetic considerations of Procera development on implants and teeth – a technical analysis. *Appl Osseointegration Res*. 2004; 4:22–26.
85. W. Att, S. Kurun, T. Gerds, J. R. Strub. Fracture resistance of single-tooth implant-supported allceramic restorations after exposure to the artificial mouth *Journal of Oral Rehabilitation* 2006 33; 380–386.
86. Andersson B, Scharer P, Simion M, Bergström C. Ceramic implant abutments used for short-span fixed partial dentures: a prospective 2-year multicenter study. *Int J Prosthodont*. 1999; 12:318–324.

87. Cho HW, Dong JK, Jin TH, Oh SC, Lee HH, Lee JW. A study on the fracture strength of implant-supported restorations using milled ceramic abutments and all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 2002; 15:9–13.
88. Andersson B, Taylor A, Lang BR. Alumina ceramic implant abutments used for single tooth replacement: 1- to 3-year multicenter study. *Int J Prosthodontics* 2001; 14:432-438.
89. Andersson B, Glauser R, Maglione M, Taylor A. Ceramic implant abutments for short-span FPDs: A prospective 5-year multicenter study. *Int J Prosthodontics* 2003; 16:640-646.
90. Henriksson K, Jemt T. Evaluation of custom-made Procera ceramic abutments for single-implant tooth replacement: A prospective 1-year follow-up study. *Int J Prosthodontics* 2003; 16:626-630.
91. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomater* 1999;20: 1-25.
92. Piconi C, Burger W, Richter HG, Cittadini A, Maccauro G, Covacci V, Bruzzese N, Ricci GA, Marmo E. Y-TZP ceramics for artificial joint replacements. *Biomaterials* 1998; 19: 1489-1494.
93. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an up-coming bio-ceramic. *Eur J Esthet Dent* 2009; 4: 130-151.
94. Koutayas SO, Vagkopoulou T, Pelekanos S, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 2. Evidence based clinical breakthrough. *Eur J Esthet Dent* 2009;4: 348-380.
95. Wolfart S, Ludwig K, Uphaus A, Kern M. Fracture strength of all-ceramic posterior inlay-retained fixed partial dentures. *Dent Mater* 2007; 23: 1513-

1520.

96. Burke FJ, Ali A, Palin WM. Zirconia-based all-ceramic crowns and bridges: three case reports. *Dent Update* 2006; 33:401-402, 405-406, 409-410.
97. Koutayas SO, Kern M. All-ceramic posts and cores: the state of the art. *Quintessence Int* 1999; 30: 383-392
98. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Schärer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont* 2004; 17: 285-290.
99. Kohal RJ, Att W, Bachle M, Butz F. Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontol 2000* 2008; 47: 224-243.
100. Kohal RJ, Klaus G. A zirconia implant-crown system: a case report. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2004; 24: 147-153.
101. Keith O, Kusy RP, Whitley JQ. Zirconia brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994; 106: 605-614.
102. Christel P, Meunier A, Heller M. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized-zirconia. *J Biomed Mater Res* 1989;23: 45-61.
103. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel? *Nature* 1975; 258: 703-704.
104. Sundh A, Sjogren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dent Mater* 2006; 22:778-784.
105. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*. 2006; 27:

535-543.

106. Ban S. Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations. *Jap Dent Sci Rev* 2008;44: 3-21.
107. Sato TS, Shimada M. Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO₂ polycrystals by annealing in water. *J Amer Ceram Soc* 1985;68: 356-359.
108. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater* 2002; 18: 590-595.
109. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater*. 1999 Nov; 15(6):426-33.
110. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 2005;33: 9-18.
111. Welander M, Abrahamsson I, Berglundh T. The mucosal barrier at implant abutments of different materials. *Clin Oral Implants Res* 2008;19: 635-641.
112. Bae KH, Han JS, Seol YJ, Butz F, Caton J, Rhyu IC. The biologic stability of alumina-zirconia implant abutments after 1 year of clinical service: a digital subtraction radiographic evaluation. *Int J Periodont Restorat Dent* 2008; 28: 137-143.
113. Degidi M, Artese L, Scarano A, Perrotti V, Gehrke P, Piattelli A. Inflammatory infiltrate, microvessel density, nitric oxide synthase expression, vascular endothelial growth factor expression, and proliferative activity in peri-implant soft tissues around titanium and zirconium oxide healing caps. *J Periodontol* 2006; 77: 73-80.

114. Linkevicius T, Apse P. Influence of abutment material on stability of peri-implant tissues: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008; 23: 449-456.
115. Att W, Kurum S, Gerds T, Strub J. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 2006a; 95: 111-116.
116. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub J. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations after exposure to the artificial mouth. *J Oral Rehabil* 2006b; 33: 380-386.
117. Butz F, Heydecke G, Okutan M, Strub JR. Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation. *J Oral Rehabil* 2005; 32: 838-843.
118. Gehrke P, Dhom G, Brunner J, Wolf D, Degidi M, Piattelli A. Zirconium implant abutments: fracture strength and influence of cyclic loading on retaining-screw loosening. *Quintessence Int* 2006; 37:19-26.
119. Sundh A, Sjogren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dent Mater* 2006; 22:778-784.
120. Glauser R, Wohlwend A, Studer S. Application of zirconia abutments on single-tooth implants in the maxillary esthetic zone. A 6-year clinical and radiographic follow-up report. *Appl Osseointegration Res.* 2004; 4:41-45.
121. Andersson B, Odman P, Lindvall AM, Branemark P-I. Cemented single crowns on osseointegrated implants after 5 years: Results from a prospective study on CeraOne. *Int J Prosthodontics* 1998; 11:212-218.
122. Kelly J.R. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin N Am*

2004; 48:513-530.

123. Ritter R. Multifunctional uses of a novel ceramic- Lithium Disilicate. *J Esthet Restor Dent.* 2010 Oct; 22(5):332-41.
124. Schweiger M, Holland W, Frank M, Drescher H, Rheinberger V. IPS Empress 2 a new pressable high-strength glass-ceramic for esthetic all-ceramic restorations. *Quintessence Dent Technol* 1999; 22:143-51.
125. Quinn JB, Sundar V, Lloyd IK. Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dent Mater* 2003; 19: 603-11.
126. Sungtae Kim, Hyeong-Il Kim, Jane D. Brewer, Edward A. Monaco, Jr. Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutments with CAD/CAM commercially fabricated zirconia implant abutments. *J Prosthet Dent* 2009; 101:226-230.
127. Behr M, Rosentritt R, Lang R, Handel G. Glass fiberreinforced abutments for dental implants. A pilot study *Clin. Oral Impl. Res.* 12, 2001; 174–178.
128. Berglundh. T. Lindhe. J.. Ericsson. L. Marinello.C.P. Liljenberg, B, & Thomsen. R (1991) The soft tissue barrier al implantsand teeth. *Clinical Oral Implants Research.* 2, 81-90
129. Berglundh. T. Lindhe. J.. Marinello. C, Ericsson.1, & Liljenberg. B. (1992) Soft tissue reaction to de novo plaque formationon implants and teeth. *Clinical Oral Implants Research* 3. 1-8
130. Berglundh. T.. Lindhe. J.. Jonsson. K, & Ericsson. (1994) The topography of the vascular systems in the periodontal and peri-implani tissues in the dog. *Journal of Clinical Periodontology* 21. 189-193.
131. Buser. D. Weber. H.R. Donath. K.. Fiorellini, JR. Paquette. D.W & Wilhams. R,C, (1992) Soft tissue reactions to non-submerged unloaded titanium

- implants in beagle dogs, *Journal of Periodontology* 63. 226-236.
132. Abrahamsson. I., Berglundh. T. Wennstrom. J. & Lindhe. J, (1996) The peri-implant hard and soft tissues at different implant systems, A comparative study in the dog. *Clinical Oral Implants Research* 7. 212-219.
133. Berglundh, T, & Lindhe. J. (1996) Dimension of the peri-implant mucosa. Biological width revisited. *Journal of Clinical Periodontology*. 23,971-973.
134. Gould. T.R.L., Brunelle. DM, & Westbury. L. (1981) The attachment mechanism of epithelial cells to titanium in vitro. *Journal of Periodontal Research* 16. 611-616.
135. Gould. T.R.L., Westbury. L. & Brunelle.DM. (1984) Ultrastructural study of the attachment of human gingiva to titanium in vivo. *Journal of Prosthetic Dentistry* 52. 418-20.
136. Abrahamsson I, Berglundh T, Giant: P.-O. Lindhe J. The mucosal attachment at different abutments. An experimental study in dogs. *J Clin Periodontol* 1998; 25:721-727.
137. Cochran. DL. Hermann. J.S., Schenk. R.K., Higginbottom. FL. & Buser. D. (1997). Biologic width around titanium implants. A histometric analysis of the implantogingival junction around unloaded and loaded nonsubmerged implants in the canine mandible. *Journal of Periodontology* ,68. 186-198.
138. McKinney RV Jr, Steflik DE, Koth DL. Evidence for a junctional epithelial attachment to ceramic dental implants. A transmission electron microscopic study. *J Periodontol*. 1985 Oct; 56(10):579-91.
139. Akagawa Y, Takata T, Matsumoto T, Nikai H, Tsuru H. Correlation between clinical and histological evaluations of the peri-implant gingiva around the single-crystal sapphire endosseous implant. *J Oral Rehabil*. 1989 Nov;

16(6):581-7.

140. Meyer. .A.E.. Baier. RE.. Glanz. P-O. & Natiella. J.R. (1991) Biomaterials: Selection. evaluation, and preparation. In: Babbush. C.A. (ed.). Dental Implants. Principles and practice, pp, 31-42. WB. Saunders Comp. Philadelphia
141. Quirynen M, de Soete M, van Steenberghe D. Infectious risks for oral implants:A review of the literature. Clin Oral Implants Res 2002; 13:1-19.
142. Steinberg D, Sela MN, Klinger A, Kohavi D. Adhesion of periodontal bacteria to titanium and titanium alloy powders. Clin Oral Implants Res 1998; 9:67-72.
143. Quirynen M, Bollen CML, Papaioannou W, van Eldere J, van Steenberghe D. The influence of titanium abutments surface roughness on plaque accumulation and gingivitis: Short-term observations. International J Oral Maxillofac Implants 1996; 11:169-178.
144. Scarano A, Piattelli M,Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: An in vivo human study. J Periodontology 2004; 75-2:292-296.
145. Bollen CML, Papaioannou W, van Elderle J, Schepers E, Quirynen M, van Steenberghe D. The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and peri-implant mucositis. Clin Oral Implants Res 1996; 7:201-211.
146. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces:An in vitro an in vivo study. Int J Oral Maxillofac Implants 2002; 17:793-798.
147. Carrassi A, Santarelli G, Abati S. Early plaque colonization on human cementum. J Clin Periodontol 1989; 16:265-267.

148. Scarano A, Piattelli M, Vrespa G, Caputi S, Piattelli A. Bacterial adhesion on titanium nitride-coated and uncoated implants: An in vivo human study. *J Oral Implantology* 2003; 29:80-85.
149. Grossner-Schreiber B, Griepentrog M, Haustein I. Plaque formation on surface modified dental implants. An in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 2001; 12:543-551.
150. Poortinga AT, Bos R, Busscher HJ. Measurement of charge transfer during bacterial adhesion to an indium tin oxide surface in a parallel plate flow chamber. *J Microbiological Methods* 1999; 38:183-189.
151. Poortinga AT, Bos R, Busscher HJ. Charge transfer during staphylococcal adhesion to TiNOX coatings with different specific resistivity. *Biophys Chem* 2001;91:273-279.
152. Buser, D., Martin, W. & Belser, U.C. (2004) Optimizing esthetics for implant restorations in the anterior maxilla: anatomic and surgical considerations. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 19: 43–61.
153. Kan, Y.K., Rungcharassaeng, K., Umezu, K. & Kois, J.C. (2003) Dimensions of peri-implant Mucosa: an evaluation of maxillary anterior single implants in humans. *Journal of Periodontology* 74: 557–562.
154. Grunder, U., Gracis, S. & Capelli, M. (2005) Influence of 3-D Bone-to-Implant Relationship on Esthetics. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry* 25: 113–119.
155. Quirynen, M., Van Assche, N., Botticelli, D. & Berglundh, T. (2007) How does the timing of implant placement to extraction affect the outcome? *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 22: 203–223.
156. Tarnow, D.P. & Eskow, R.N. (1996) Preservation of implant esthetics. *Soft*

- tissue and restorative considerations. *Journal of Esthetic Dentistry* 8: 12–19.
157. Bichacho, N. & Landsberg, C.J. (1997) Single implant restorations: prosthetically induced soft tissue topography. *Practice in Periodontics and Aesthetic Dentistry* 9: 745–752.
158. Gallucci, G.O., Belser, U.C., Bernard, J. & Magne, P. (2004) Modeling and characterization of the CEJ for optimizing of Esthetic implant design. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry* 24: 19–29.
159. Nakamura, T., Saito, O., Fuyikawa, J. & Ishigaki, S. (2002) Influence of abutment substrate and ceramic thickness on the color of heat-pressed ceramic crowns. *Journal of Oral Rehabilitation* 29: 805–809.
160. Wohlwend, A., Studer, S. & Schaerer, P. (1996) Das Zirkonoxidabutment-Ein neues vollkera-misches .Konzept zur aesthetischen Verbesserung der Suprastruktur. *Implantologie: Quintessenz Zahntechnik* 22: 364–381.
161. Heydecke G., Sierralta, M. & Razzoog, M.E. (2002) Evolution and use of aluminum oxide single-tooth implant abutments: a short review and presentation of two cases. *International Journal of Prosthodontics* 15: 488–93.
162. Rompen, E., Raepsaet, N., Domken, O., Touati, B. & Van Dooren, E. (2007) Soft tissue stability at the facial aspect of gingivally converging abutments in the esthetic zone: a pilot clinical study. *Journal of Prosthetic Dentistry* 97: 119–125.
163. Jung, R.E., Holderegger, C., Sailer, I., Khraisat, A., Suter, A. & Ha¨mmerle, C.H. (2008) The effect of all-ceramic and porcelain-fused-to-metal restorations on marginal peri-implant soft tissue color: a randomized controlled clinical trial. *The International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry* 28: 357–365.

164. Hefferman, M.J., Aquilino, S.A., Diaz-Arnold, A.M., Haselton, D.R., Stanford, C.M. & Vargas, M.A. (2002a) Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core and veneer materials. *Journal of Prosthetic Dentistry* 88: 4–9.
165. Hefferman, M.J., Aquilino, S.A., Diaz-Arnold, A.M., Haselton, D.R., Stanford, C.M. & Vargas, M.A. (2002b) Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *Journal of Prosthetic Dentistry* 88: 10–15.
166. Bressan E, Paniz G, Lops D, Corazza B, Romeo E, Favero G. Influence Of abutment material on the gingival color of implant supported all-ceramic restorations: a prospective multicenter study *Clin. Oral Impl. Res.* 22, 2011; 631–637.
167. Sailer, I., Zembic, A., Jung, R.E., Siegenthaler, D., Holderegger, C. & Ha¨mmerle, C.H.F. (2009) Randomized controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for canine and posterior single-tooth implant reconstructions: preliminary results at 1 year of function. *Clinical Oral Implant Research* 20: 219–225.
168. Zembic, A., Sailer, I., Jung, R.E. & Ha¨mmerle C, H.F. (2009) Randomized-controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for single tooth implants in canine and posterior regions: 3-year results. *Clinical Oral Implant Research* 20: 802–808.
169. Ahmad I. Yttrium-partially-stabilized zirconium dioxide posts: An approach to restoring coronally compromised nonvital teeth. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1998; 18:455-465.
170. Wannfors K, Smedberg J-I. A prospective clinical evaluation of different

- single-tooth restoration designs on osseointegrated implants. *Clin Oral Implants Res* 1999; 10:453-458.
171. Henriksson K, Jemt T. Evaluation of custom-made Procera ceramic abutments for single-implant tooth replacement: A prospective 1-year follow-up study. *Int J Prosthodontics* 2003; 16:626-630.
172. Andersson B, Odman P, Lindvall A-M, Lithner B. Single tooth restorations on osseointegrated implants: Results and experiences from a prospective study after 2 to 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10:702-711.
173. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent* 1998; 80:280-301.
174. Tripodakis APD, Strub JR, Kappert HF, et al. Strength and mode of failure of single implant all-ceramic abutment restorations under static load. *Int J Prosthodont.* 1995; 8:265-272.
175. Protopapadaki M, Monaco EA Jr, Kim HI, Davis EL. Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutment with a commercially fabricated CAD/CAM zirconia implant abutment. *J Prosthet Dent.* 2013 Nov; 110(5):389-96.
176. Koutayas SO, Mitsias M, Wolfart S, Kern M. Influence of preparation mode and depth on the fracture strength of zirconia ceramic abutments restored with lithium disilicate crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012 Jul-Aug;27(4):839-48.
177. Andersson B, Ödman P, Boss A, Jorneus L. Mechanical Testing of superstructures on the CeraOne abutment in the Brånemark system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9:665-72.
178. Watanabe F, Hata Y, Komatsu S, Ramos TC, Fukuda H. Finite element

analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. *Odontology*. 2003 Sep;91(1):31-6.

179. Silva NR, Nourian P, Coelho PG, Rekow ED, Thompson VP. Impact fracture resistance of two titanium-abutment systems versus a single-piece ceramic implant. *Clin Implant Dent Relat Res* 2011; 13:168-73.
180. Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM. Single tooth bite forces in healthy young adults. *J Oral Rehabil* 2004; 31:18-22.
181. Kiliaridis S, Kjellberg H, Wenneberg B, Engstrom C. The relationship between maximal bite force, bite force endurance, and facial morphology during growth. A cross-sectional study. *Acta Odontol Scand* 1993; 51:323-31.
182. Haraldson T, Carlsson GE, Ingervall B. Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implant bridges. *Acta Odontol Scand* 1979; 37:195-206.
-



