



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



«ΣΥΓΧΡΟΝΗ ΠΡΟΣΘΕΤΙΚΗ ΟΔΟΝΤΙΚΗΣ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ»

ΤΙΤΛΟΣ

ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΣΤΗΝ ΠΡΟΣΘΕΤΙΚΗ ΤΩΝ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΩΝ

ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΟΝΟΜΑΤΕΠΩΝΥΜΟ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΟΥ ΦΟΙΤΗΤΗ:

ΙΩΑΝΝΗΣ ΤΣΕΚΟΣ

ΑΜ: 21015

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ: ΣΤΑΥΡΟΣ ΓΙΑΝΝΙΚΑΚΗΣ

ΤΙΤΛΟΣ:ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ

ΑΘΗΝΑ 2024



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



MASTER'S THESIS

TITLE

CUSTOMIZED ABUTMENTS IN IMPLANT PROSTHETICS

CANDIDATE NAME : Ioannis Tsekos

CANDIDATE NUMBER: 21015

SUPERVISOR: Stavros Giannikakis

TITLE: Professor

ATHENS 2024

Σήμερα 20/04/2024 έγινε παρουσίαση της Μεταπτυχιακής Διπλωματικής Εργασίας του μεταπτυχιακού φοιτητή Τσέκου Ιωάννη με ΑΜ 21015 ενώπιον της κάτωθι εξεταστικής επιτροπής

ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ	ΥΠΟΓΡΑΦΗ
ΓΙΑΝΝΙΚΑΚΗΣ ΣΤΑΥΡΟΣ, ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ	
ΠΡΟΜΠΟΝΑΣ ΑΝΤΩΝΙΟΣ	
ΓΑΛΙΑΤΣΑΤΟΣ ΑΡΙΣΤΕΙΔΗΣ	

ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗΣ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Ο/Η κάτωθι υπογεγραμμένος Τσέκος Ιωάννης, με αριθμό μητρώου 21015 φοιτητής/φοιτήτρια του Προγράμματος Μεταπτυχιακών Σπουδών «Σύγχρονη Προσθετική Οδοντικής Τεχνολογίας» του Τμήματος Βιοϊατρικών Επιστημών της Σχολής Επιστημών Υγείας και Πρόνοιας του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, δηλώνω ότι:

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

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

Ο Δηλών

Ιωάννης Τσέκος



ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

SUMMARY

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

ΣΚΟΠΟΣ

ΙΣΤΟΡΙΚΗ ΑΝΑΔΡΟΜΗ

ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: ΒΑΣΙΚΕΣ ΕΝΝΟΙΕΣ-ΟΡΟΛΟΓΙΑ

- 1.1 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΟ ΣΤΗΡΙΓΜΑ - CUSTOM ABUTMENT
- 1.2 ΔΥΣΘΡΑΥΣΤΟΤΗΤΑ - TOUGHNESS
- 1.3 ΒΙΟΣΥΜΒΑΤΟΤΗΤΑ - BIOCMPATIBILITY
- 1.4 ΟΡΙΑΚΗ ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΣΤΟ ΕΠΙΠΕΔΟ ΤΟΥ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΟΣ - MARGINAL FIT AT IMPLANT - ABUTMENT LEVEL
- 1.5 ΑΙΣΘΗΤΙΚΗ - ESTHETICS
- 1.6 ΑΚΙΝΗΤΗ ΠΡΟΣΘΕΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ – FIXED DENTAL PROSTHESIS (FDP)
- 1.7 ΚΙΝΗΤΕΣ ΠΡΟΣΘΕΤΙΚΕΣ ΕΡΓΑΣΙΕΣ – REMOVABLE DENTAL PROSTHESIS (RDP)

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: ΥΛΙΚΑ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΙ

- 2.1 ΜΕΘΟΔΟΙ ΚΑΙ ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΚΑΤΑΣΚΕΥΗΣ ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΩΝ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΩΝ ΣΕ ΣΥΓΚΟΛΛΟΥΜΕΝΕΣ ΕΠΙΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΙΚΕΣ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΕΙΣ
 - 2.1.1 ΑΝΑΛΟΓΙΚΕΣ ΤΕΧΝΙΚΕΣ
 - 2.1.2 ΨΗΦΙΑΚΟ ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ ΕΡΓΑΣΙΑΣ
 - 2.1.3. ΜΕΘΟΔΟΙ ΚΑΙ ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΚΑΤΑΣΚΕΥΗΣ ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΩΝ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΩΝ ΣΕ ΣΥΓΚΟΛΛΟΚΟΧΛΙΟΥΜΕΝΕΣ ΕΠΙΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΙΚΕΣ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΕΙΣ.
- 2.2 ΥΛΙΚΑ ΚΑΤΑΣΚΕΥΗΣ ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΩΝ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΩΝ ΨΗΦΙΑΚΑ
 - 2.2.1. ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΚΟΠΗΣ (MILLING) ΑΠΟ ΤΙΤΑΝΙΟ
 - 2.2.2.ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΧΡΩΜΙΟΚΟΒΑΛΤΙΟΥ ΜΕ ΤΗ ΜΕΘΟΔΟ ΚΟΠΗΣ (MILLING) ΚΑΙ ΤΗ ΜΕΘΟΔΟ SLM
 - 2.2.3 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΜΕ ΤΗ ΜΕΘΟΔΟ ΚΟΠΗΣ (MILLING) ΖΙΡΚΟΝΙΟΥ
 - 2.2.4 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΜΕ ΤΗ ΜΕΘΟΔΟ ΚΟΠΗΣ (MILLING) ΚΑΙ ΘΕΡΜΟΣΥΜΠΙΕΣΗΣ (PRESSING) ΔΙΠΥΡΗΤΙΚΟΥ ΛΙΘΙΟΥ

2.2.5 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΜΕ ΤΗ ΜΕΘΟΔΟ ΚΟΠΗΣ (MILLING) ΠΟΛΥ-ΕΘΥΡ-ΕΘΥΡ-ΚΕΤΟΝΗΣ (ΡΕΕΚ)

2.2.6 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΜΕ ΤΗ ΜΕΘΟΔΟ ΤΡΙΣΔΙΑΣΤΑΤΗΣ ΕΚΤΥΠΩΣΗΣ ΣΕ ΡΗΤΙΝΗ ΚΑΙ ΣΥΜΒΑΤΙΚΗ ΧΥΤΕΥΣΗ.

ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1. ΔΥΣΘΡΑΥΣΤΟΤΗΤΑ

1.1 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΤΙΤΑΝΙΟΥ

1.2 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΑΠΟ ΚΡΑΜΑΤΑ ΧΡΩΜΙΟΚΟΒΑΛΤΙΟΥ

1.3 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΖΙΡΚΟΝΙΑΣ

1.4 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΑΠΟ ΔΙΠΥΡΙΤΙΚΟ ΛΙΘΙΟ

1.5 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑ ΑΠΟ ΡΕΕΚ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2. ΒΙΟΣΥΜΒΑΤΟΤΗΤΑ

2.1 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΤΙΤΑΝΙΟΥ

2.2 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΑΠΟ ΚΡΑΜΑΤΑ ΧΡΩΜΙΟΚΟΒΑΛΤΙΟΥ

2.3 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΖΙΡΚΟΝΙΑΣ

2.4 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΑΠΟ ΔΙΠΥΡΙΤΙΚΟ ΛΙΘΙΟ

2.5 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑ ΑΠΟ ΡΕΕΚ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3. ΟΡΙΑΚΗ ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΣΤΟ ΕΠΙΠΕΔΟ ΤΟΥ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΟΣ

3.1 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΤΙΤΑΝΙΟΥ

3.2 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΜΕ ΤΗΝ ΤΕΧΝΙΚΗ ΧΥΤΕΥΣΗΣ-ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΑΠΟ ΚΡΑΜΑΤΑ ΧΡΩΜΙΟΚΟΒΑΛΤΙΟΥ

3.3 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΖΙΡΚΟΝΙΑΣ

3.4 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΑΠΟ ΔΙΠΥΡΙΤΙΚΟ ΛΙΘΙΟ

3.5 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑ ΑΠΟ ΡΕΕΚ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4. ΑΙΣΘΗΤΙΚΗ

4.1 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΤΙΤΑΝΙΟΥ

4.2 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΑΠΟ ΚΡΑΜΑΤΑ ΧΡΩΜΙΟΚΟΒΑΛΤΙΟΥ

4.3 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΖΙΡΚΟΝΙΑΣ

4.4 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΑΠΟ ΔΙΠΥΡΙΤΙΚΟ ΛΙΘΙΟ

4.5 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑ ΑΠΟ ΡΕΕΚ

ΣΥΖΗΤΗΣΗ

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η ανακάλυψη της ιδιότητας του τιτανίου από τον Branemark να συνδέεται σθεναρά με το οστό οδήγησε την οδοντιατρική σε νέα μονοπάτια. Η χρήση των οδοντιατρικών εμφυτευμάτων αποτελεί πλέον σημαντική αντιπρόταση για την αντιμετώπιση της νωδότητας των ασθενών. Τα πρώτα στηρίγματα που χρησιμοποιήθηκαν ήταν από τιτάνιο και προκατασκευασμένα από εταιρίες. Οι σύγχρονες, όμως, ανάγκες των κλινικών και των ασθενών οδήγησαν στη χρήση εξατομικευμένων στηριγμάτων. Τα εξατομικευμένα στηρίγματα χρησιμοποιούνται για την κατασκευή συγκολλούμενων και συγκολλοκοχλιούμενων επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων. Αυτά τα στηρίγματα πρέπει να έχουν ιδιαίτερη διαμόρφωση, η οποία ακολουθεί την παρυφή του περιεπιεμφυτευματικού μαλακού ιστού, παρέχοντας δύο βασικά πλεονεκτήματα: 1) την υποστήριξη των μαλακών ιστών 2) την τοποθέτηση του ορίου της κονίας σε ευνοϊκό σημείο, έτσι ώστε να δίνεται η δυνατότητα για τον αποτελεσματικό καθαρισμό των υπολειμμάτων της από τον κλινικό στη φάση της συγκόλλησης. Αρχικά, τα στηρίγματα παρασκευάζονταν αναλογικά, είτε με την εξατομίκευση των προκατασκευασμένων στηριγμάτων με τη χρήση παραλληλιστή, είτε με την κατασκευή κέρινου προπλάσματος κι έπειτα, τη χύτευση. Στη συνέχεια, με την ανάπτυξη της τεχνολογίας, η χρήση των ψηφιακών συστημάτων CAD-CAM έδωσε την επιλογή χρήσης νέων μεθόδων παραγωγής και νέων υλικών. Οι νεότερες μέθοδοι παραγωγής είναι η ψηφιακή σχεδίαση του στηρίγματος σε ένα σχεδιαστικό πρόγραμμα και στη συνέχεια, κοπή με τη χρήση μιας cnc συσκευής ή εκτύπωσή της σε ένα τρισδιάστατο εκτυπωτή. Τα νέα υλικά, πέρα από το τιτάνιο και τα κράμματα χρωμιοκοβαλτίου που άρχισαν να χρησιμοποιούνται με τη χρήση των ψηφιακών συστημάτων, ήταν το ζirkόνιο, το διπυριτικό λίθιο και το PEEK. Βασικός σκοπός αυτής της διπλωματικής εργασίας είναι η περιγραφή και εξέταση των τεχνικών, υλικών και δυνατοτήτων στην κατασκευή εξατομικευμένων στηριγμάτων επιεμφυτευματικών προσθετικών εργασιών. Τα κύρια χαρακτηριστικά, που εξετάστηκαν σε αυτήν τη διπλωματική εργασία ήταν η δυσθραυστότητα, η εφαρμογή του στηρίγματος στο επίπεδο του εμφυτεύματος, η βιοσυμβατότητα και η αισθητική. Σύμφωνα με τις έρευνες τα τέσσερα αυτά χαρακτηριστικά των στηριγμάτων είναι αλληλοεξαρτώμενα μεταξύ τους για την επιτυχία μιας επιεμφυτευματικής αποκατάστασης. Παρά τα προτερήματα των εξατομικευμένων στηριγμάτων, θα πρέπει να λαμβάνονται σοβαρά υπόψιν οι ανάγκες του κάθε ασθενή για την επιλογή του κατάλληλου υλικού και τεχνικής κατασκευής των εξατομικευμένων στηριγμάτων. Στις περιπτώσεις των πρόσθιων αισθητικών αποκαταστάσεων, η χρήση του διπυριτικού λιθίου, αλλά κυρίως της ζirkονίας αποτελούν την καταλληλότερη επιλογή. Επιτακτική, όμως, είναι η ανάγκη της χρήσης μιας βάσης τιτανίου, όπου χρησιμοποιούνται κεραμικά εξατομικευμένα στηρίγματα. Η χρήση αυτών των στηριγμάτων πρέπει να περιορίζεται στην πρόσθια αισθητική ζώνη. Στην περίπτωση ασθενών με έντονο βρουξισμό, η χρήση ενός προκατασκευασμένου στηρίγματος τιτανίου το οποίο έχει εξατομικευθεί αποτελεί τη σωστότερη επιλογή, μιας και τα συγκεκριμένα

στηρίγματα, βάσει των ερευνών, παρουσιάζουν μεγαλύτερη αντοχή στη θραύση. Έρευνες, επίσης, έχουν δείξει ότι οι τεχνικές επίστρωσης και αλλαγής του χρώματος του τιτανίου δείχνουν να βοηθούν όχι μόνο την αισθητική, αλλά και τις μηχανικές και βιολογικές ιδιότητες του τιτανίου. Επιπλέον, σημαντικός είναι ο χειρισμός των εξατομικευμένων στηριγμάτων έτσι ώστε να διατηρηθούν οι ιδιότητες των υλικών. Πιο συγκεκριμένα, στα κεραμικά στηρίγματα θα πρέπει να γίνεται μηχανική στίλβωση για να διατηρείται η υδρόφιλη ιδιότητα του κεραμικού. Τέλος, ο Οδοντίατρος σε συνεργασία με τον Οδοντικό Τεχνολόγο θα πρέπει να εξετάζει τις ανάγκες του ασθενή και να κάνει τη σωστή επιλογή όσον αφορά στο συνδυασμό υλικού και μεθόδου παραγωγής, ώστε να καλύπτονται οι ανάγκες αυτές. Ο Οδοντικός Τεχνολόγος, από την πλευρά του, πρέπει να γνωρίζει τις εξελίξεις, τις δυνατότητες και τους περιορισμούς ή τις αδυναμίες των προτεινόμενων συνδυασμών έτσι ώστε να γίνεται πάντα η βέλτιστη επιλογή.

SUMMARY

Branemarks discovery of titanium's property to integrated with bone, led dentistry into new pathways. The use of dental implants has become a significant suggestion for addressing patients' edentulism. Initially, the abutments that were used were made of titanium and were prefabricated by companies. However, the modern needs of clinicians and patients have led to the use of customized abutments. These customized abutments are used for fabricating cement-retained and screw-retained implant-supported restorations. These abutments require a specific design, following the contour of the peri-implant soft tissue, providing two main advantages: 1) supporting the soft tissues and 2) placing the crown margin at a favorable point, allowing effective cleaning of residues by the clinician during the cementation phase.

Initially, the abutments were manufactured with analogue (conventional) methods, either by customizing prefabricated implants using a parallelometer or by creating a wax pattern followed by casting. Subsequently, with technological advancements, the use of CAD-CAM digital systems provided options for new production methods and materials. The latest production methods involve digitally designing the abutment in a design program and then milling it using a CNC machine or printing it using a 3D printer.

New materials beyond titanium and chromium-cobalt alloys started being used through digital systems, including zirconium, lithium disilicate, and PEEK. The primary objective of this thesis is to describe and examine the techniques, materials, and possibilities in the fabrication of customized abutments on implant -supported prosthetic restorations. The main characteristics examined in this thesis were their fracture toughness, the fit of the abutment to the implant, biocompatibility, and aesthetics. According to research, these four characteristics of abutments are mutually dependent for the success of an implant-supported restoration.

Despite the advantages of customized abutments, the individual needs of each patient should be seriously considered when choosing the suitable material and fabrication technique for customized abutments. In cases of anterior aesthetic restorations, lithium

disilicate and especially zirconia represents the most suitable choices. However, using a titanium base with ceramic personalized implants is imperative.

For patients with intense bruxism, the use of a stock titanium abutment that has been customized, is considered the most appropriate choice, as these abutments exhibit greater fracture resistance, according to research. Studies have also shown that surface coating - changing the color of titanium techniques seem to enhance not only aesthetics, but also the mechanical and biological properties of titanium.

Moreover, the correct handling of customized abutments is crucial to maintain their material properties. Specifically, mechanical polishing should be performed on ceramic implants to retain their hydrophilic property.

Finally, the Dentist in collaboration with the Dental Technician should assess the patient's needs and make the right choice regarding the material combination and fabrication method to meet these needs. The Dental Technician should be up to date with advancements, capabilities, limitations, or weaknesses of proposed combinations to always make the optimal decisions.

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η εμφυτευματολογία αποτελεί πλέον μια άριστη αντιπρόταση για την αντιμετώπιση της νωδότητας των ασθενών. Όλο και περισσότεροι οδοντίατροι προτείνουν ως σχέδιο θεραπείας τη χρήση ενός μονήρους ή περισσότερων εμφυτευμάτων προκειμένου να αντιμετωπίσουν τη μερική ή ολική νωδότητα του ασθενή αντί της χρήσης μιας συμβατικής ακίνητης ή κινητής προσθετικής αποκατάστασης¹. Στην ακίνητη προσθετική επί εμφυτευμάτων χρησιμοποιούνται τρεις βασικές κατηγορίες αποκαταστάσεων: οι κοχλιούμενες, οι συγκολλούμενες και οι συγκολλοκοχλιούμενες εργασίες. Η ιδιαιτερότητα του κάθε περιστατικού πολλές φορές οδηγεί τον θεράποντα ιατρό να επιλέξει μια συγκολλούμενη ή συγκολλοκοχλιούμενη αποκατάσταση, λόγω της δυνατότητας εξατομίκευσης του στηρίγματος στο οποίο θα συγκολληθεί η υπερκατασκευή. Η εξατομίκευση αυτή μπορεί να γίνει με το συμβατικό τρόπο χρησιμοποιώντας τον παραλληλιστή και τη διαμόρφωση εργοστασιακών προκατασκευασμένων στηριγμάτων ή κατασκευάζοντας ένα εντελώς εξατομικευμένο κολόβωμα με την τεχνική του κέρινου προπλάσματος και της χύτευσης. Τελευταία, η ψηφιακή τεχνολογία μας έχει δώσει τη δυνατότητα του σχεδιασμού και της κατασκευής στηριγμάτων από μια πληθώρα υλικών, εξυπηρετώντας τις ιδιαίτερες ανάγκες του κάθε περιστατικού.

ΣΚΟΠΟΣ

Βασικός σκοπός αυτής της διπλωματικής εργασίας είναι η περιγραφή και εξέταση των τεχνικών, υλικών και δυνατοτήτων στην κατασκευή εξατομικευμένων στηριγμάτων επιεμφυτευματικών προσθετικών εργασιών. Η εξατομίκευση των επιεμφυτευματικών στηριγμάτων είναι ιδιαίτερης σημασίας για να αντιμετωπιστούν προκλήσεις που παρουσιάζονται σε σύνθετα περιστατικά, καθώς και στις περιπτώσεις όπου η αισθητική αποκατάσταση αποτελεί πρωταρχικό στόχο. Ιδιαίτερη έμφαση δίνεται στην ψηφιακή τεχνολογία που με τα εργαλεία και τις δυνατότητες που δίνει σήμερα μπορούν να αντιμετωπιστούν απλά αλλά και σύνθετα περιστατικά, χρησιμοποιώντας νέα υλικά και ψηφιακό πρωτόκολλο εργασίας.

ΙΣΤΟΡΙΚΗ ΑΝΑΔΡΟΜΗ

Τα οδοντιατρικά εμφυτεύματα, στα οποία εδράζονται οι προσθετικές εργασίες αντικαθιστώντας τη φυσική ρίζα των δοντιών, συνέβαλλαν καθοριστικά στην προσθετική οδοντιατρική. Από τα μέσα του 20^{ου} αιώνα, όπου ο Brånemark ανακάλυψε την ιδιότητα του τιτανίου να συνδέεται σθεναρά στο οστό, τα οδοντιατρικά εμφυτεύματα εξελίχθηκαν

ακολουθώντας διαφορετικές θεωρίες. Για αρκετά χρόνια, τα τυποποιημένα βιομηχανοποιημένα στηρίγματα, τα οποία παρέχονταν από διάφορους κατασκευαστές, αποτελούσαν τη μόνη επιλογή για τον κλινικό. Το γεγονός αυτό οδήγησε τους οδοντίατρους να αναγνωρίσουν τα μειονεκτήματα αυτών των συστημάτων, όπως την προκαθορισμένη θέση του αυχενικού ορίου και την έλλειψη προφίλ ανάδυσης προκειμένου για συγκολλούμενες εργασίες ή περιορισμούς που αφορούσαν τις κλίσεις των. Βιβλιογραφικές μελέτες υποστηρίζουν την ελλιπή αφαίρεση των υπολειμμάτων της κονίας από το αυχενικό όριο της συγκολλούμενης προσθετικής εργασίας με τη χρήση προκατασκευασμένων, τυποποιημένων στηριγμάτων, ειδικά όπου το αυχενικό όριο είναι αρκετά υποουλικό, με ότι αυτό μπορεί να σημαίνει για την υγεία των περιεμφυτευματικών ιστών. Γι' αυτό το λόγο, η σύγχρονη προσθετική προτείνει μετ' επιτάσεως τη χρήση εξατομικευμένων στηριγμάτων. Τέτοια στηρίγματα κατασκευάζονται με ιδιαίτερη διαμόρφωση, η οποία ακολουθεί την παρυφή του περιεμφυτευματικού μαλακού ιστού, παρέχοντας δύο βασικά πλεονεκτήματα: 1) την υποστήριξη των μαλακών ιστών 2) την τοποθέτηση του ορίου της κονίας σε ευνοϊκό σημείο, έτσι ώστε να δίνεται η δυνατότητα για τον αποτελεσματικό καθαρισμό των υπολειμμάτων της από τον κλινικό στη φάση της συγκόλλησης. Πληθώρα υλικών έχουν προταθεί και ήδη χρησιμοποιούνται για την κατασκευή των εξατομικευμένων στηριγμάτων, όπως μέταλλα, κεραμικά και σύνθετες ρητίνες. Για πολλά χρόνια, η τεχνική της χύτευσης χρυσοκραμάτων για την κατασκευή εξατομικευμένων στηριγμάτων ήταν ίσως η μοναδική επιλογή λόγω ιδιοτήτων του κράματος και της διαθέσιμης τεχνολογίας για την κατασκευή τους. Τα στάδια χύτευσης υπάγονται σε πολλές μεταβλητές που επηρεάζουν την συνολική ποιότητα του τελικού στηρίγματος, κάνοντας τη διαδικασία απρόβλεπτη. Επίσης το πολύ υψηλό κόστος, καθώς και σύμφωνα με μελέτες σε πειραματόζωα, η μειωμένη βιοσυμβατότητα, με απώλεια φατνιακού οστού και υποχώρηση των μαλακών ιστών, οδήγησε στη σταδιακή μείωση της χρήσης αυτής της τεχνικής. Πλέον, η χρήση των συστημάτων CAD/CAM (Computer aided designing/Computer aided manufacturing) δίνει τη δυνατότητα κατασκευής στηριγμάτων τα οποία υπερέχουν σε πλεονεκτήματα σε σύγκριση με τα χυτά. Τα υλικά κατασκευής που χρησιμοποιούνται στα συστήματα CAD/CAM είναι κυρίως το τιτάνιο και η ζirkονία. Η ροή εργασίας στα συστήματα αυτά ακολουθεί τυποποιημένες διαδικασίες κατασκευής και αυστηρά πρωτόκολλα. Τα εξατομικευμένα στηρίγματα κατασκευασμένα από μπλοκ τιτανίου ή ζirkονίου είναι σημαντικά ανώτερα σε ποιότητα, βιοσυμβατότητα, αντοχή και ανθεκτικότητα σε σύγκριση με τα χυτά χρυσού ή βασικών κραμάτων. Αυτό συμβαίνει επειδή η μέθοδος κοπής παράγει πιο ακριβές τελικό προϊόν σε σύγκριση με τη συμβατική μέθοδο χύτευσης.¹⁻⁷

Το τελευταίο αποτελεί και ένα από τους σκοπούς αυτής της διπλωματικής όπως αναφέρθηκε.

ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: ΒΑΣΙΚΕΣ ΕΝΝΟΙΕΣ-ΟΡΟΛΟΓΙΑ

1.1 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΟ ΣΤΗΡΙΓΜΑ - CUSTOM ABUTMENT

Το εξατομικευμένο στήριγμα ή κολόβωμα αποτελεί το τροποποιημένο στήριγμα, το οποίο κοχλιούμενο στο εμφύτευμα προβάλλει στη στοματική κοιλότητα ως φυσικό δόντι που έχει εκτροχιστεί από τον οδοντίατρο. Το στέλεχος αυτό θα δεχτεί την συγκολλούμενη προσθετική εργασία. Η τροποποίηση-διαμόρφωση έχει ως σκοπό να εναρμονιστεί με τις ιδιαίτερες συνθήκες (κατασκευαστικές, λειτουργικές, αισθητικές, κλπ.) και ανάγκες κάθε περιστατικού. Είναι δυνατόν να προκύψει από τροποποίηση-διαμόρφωση βιομηχανικά κατασκευασμένου τυποποιημένου στηρίγματος ή την κατασκευή στηρίγματος εξολοκλήρου εργαστηριακά.^{8,9}

1.2 ΔΥΣΘΡΑΥΣΤΟΤΗΤΑ - TOUGHNESS

Δυσθραυστότητα αποτελεί την ικανότητα ενός υλικού να απορροφά ελαστική ενέργεια και να παρουσιάζει πλαστική παραμόρφωση πριν την θραύση του υλικού. Η δυσθραυστότητα μετριέται σε MPa/m ή N/m.^{10,11}

1.3 ΒΙΟΣΥΜΒΑΤΟΤΗΤΑ - BIOCOMPATIBILITY

Βιοσυμβατότητα είναι η ικανότητα ενός υλικού να έρχεται σε επαφή με τους ζωντανούς ιστούς χωρίς να προκαλεί ανεπιθύμητες συνέπειες. Δηλαδή να μην είναι τοξικό, καρκινογόνο, ερεθιστικό ή να προκαλεί φλεγμονώδη αντίδραση. Επίσης η απώλεια στοιχείων του κράματος ή του κεραμικού υλικού (π.χ. ιόντων) που συνδέεται με φαινόμενα διάβρωσης και οξείδωσης, επηρεάζει σημαντικά την βιοσυμβατότητα. Η επιλογή του κατάλληλου υλικού για την κατασκευή ενός εξατομικευμένου κολοβώματος με βάση τη συμπεριφορά του στο βιολογικό περιβάλλον που τοποθετείται, είναι πρωταρχικής σημασίας.^{10,11}

1.4 ΟΡΙΑΚΗ ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΣΤΟ ΕΠΙΠΕΔΟ ΤΟΥ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΟΣ - MARGINAL FIT AT IMPLANT - ABUTMENT LEVEL

Στα εμφυτεύματα προκειμένου να γίνει η σύνδεσή τους με την υπερκατασκευή, κοχλιώνονται διάφορα προσθετικά στήριγματα, κύλινδροι ή άλλα μεταλλικά και μη στοιχεία, με διαφορετικούς τρόπους σύνδεσης ανάλογα με τη διαμόρφωση του αυχένα του εμφυτεύματος. Δημιουργούνται έτσι δύο τύποι, η εσωτερική και η εξωτερική σύνδεση-διαμόρφωση. Ανεξάρτητα από το είδος της πλατφόρμας μια πολύ καλή εφαρμογή της διασύνδεσης του στηρίγματος με το εμφύτευμα είναι απαραίτητη. Σε περίπτωση που υπάρχει κενό παρατηρούνται φαινόμενα όπως συσσώρευση μικροοργανισμών,

συσσώρευση τάσεων στην αυχενική περιοχή του εμφυτεύματος, καθώς και χαλάρωση ή θραύση της βίδας του στηρίγματος.^{8,12,13}

1.5 ΑΙΣΘΗΤΙΚΗ - ESTHETICS

Παρόλο που η αισθητική εμπεριέχει το υποκειμενικό στοιχείο, στην οδοντιατρική και συγκεκριμένα στην προσθετική των εμφυτευμάτων ακολουθεί κάποιους συγκεκριμένους κανόνες. Ειδικά για την πρόσθια περιοχή, η τοποθέτηση των εμφυτευμάτων, οι κλίσεις τους και το προφίλ ανάδυσης της προσθετικής εργασίας μέσα από τους μαλακούς ιστούς, καθορίζει την Εικόνα στην αισθητική ζώνη. Η σύγχρονη προσθετική μας δίνει πλέον τα κατάλληλα «εργαλεία» όπως τη δυνατότητα κατασκευής εξατομικευμένων κολοβωμάτων και σύγχρονα υλικά όπως τιτάνιο και ζirkόνιο, για την κατασκευή μιας εργασίας που ακολουθεί τη μορφολογία και το περίγραμμα των μαλακών ιστών δίνοντας ένα πιο φυσικό αισθητικό αποτέλεσμα στην προσθετική εργασία.^{14,15}

1.6 ΑΚΙΝΗΤΗ ΠΡΟΣΘΕΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ – FIXED DENTAL PROSTHESIS (FDP)

Η ακίνητη προσθετική εργασία αποτελεί το είδος της εργασίας το οποίο συγκολλάται μόνιμα σε φυσικά δόντια στηρίγματα και δεν μπορεί να αφαιρεθεί από τον ασθενή. Αυτού του είδους οι εργασίες μπορεί να είναι ένθετα, επένθετα, όψεις, στεφάνες ή γέφυρες που στηρίζονται σε ένα ή περισσότερα δόντια στηρίγματα. Στην περίπτωση των επιεμφυτευματικών ακίνητων προσθετικών εργασιών οι αποκαταστάσεις αυτές είναι αποκλειστικά στεφάνες ή γέφυρες. Στηρίζονται επάνω σε εμφυτεύματα, σταθεροποιούνται μόνιμα από τον οδοντίατρο και ο ασθενής δεν μπορεί να τις αφαιρέσει. Ο σκοπός αυτών των εργασιών είναι η αποκατάσταση της νωδότητας του ασθενή και των λειτουργιών του στοματογναθικού συστήματος. Η συγκράτηση της ακίνητης προσθετικής εργασίας στα εμφυτεύματα γίνεται με τους εξής τρόπους:

Α) Με τη χρήση κοχλίων (βιδών). Η αποκατάσταση ονομάζεται κοχλιούμενη και μπορεί να αφαιρείται μόνο από τον οδοντίατρο για έλεγχο ή επιδιόρθωση.

Β) Με συγκόλληση. Η αποκατάσταση ονομάζεται συγκολλούμενη και είναι μόνιμα συγκολλημένη σε εμφυτευματικά στηρίγματα. Η διαδικασία συγκόλλησης γίνεται από τον οδοντίατρο στο στόμα του ασθενή αφού πρώτα τα στηρίγματα έχουν κοχλιωθεί σε συγκεκριμένη θέση. Η εργασία μπορεί να αφαιρεθεί μόνο με την καταστροφή της εκτός και αν έχει γίνει χρήση προσωρινής κονίας για την συγκόλληση της.

Γ) Η τρίτη μέθοδος για τη συγκράτηση της προσθετικής εργασίας είναι η συγκόλληση της σε ειδικούς προσθετικούς δακτυλίους διάφορων τύπων οι οποίοι με τη σειρά τους κοχλιώνονται στα εμφυτεύματα. Σε αυτή τη μέθοδο η συγκόλληση των δακτυλίων γίνεται συνήθως στο εργαστήριο. Αυτού του είδους οι εργασίες ονομάζονται συγκολλοκοχλιούμενες.⁸⁻¹⁰

1.7 ΚΙΝΗΤΕΣ ΠΡΟΣΘΕΤΙΚΕΣ ΕΡΓΑΣΙΕΣ – REMOVABLE DENTAL PROSTHESIS (RDP)

Κινητή προσθετική εργασία ορίζεται ως το είδος της αποκατάστασης που τοποθετείται και αφαιρείται από τον ασθενή. Αυτού του είδους οι εργασίες μπορεί να είναι ολικές οδοντοστοιχίες, μερικές οδοντοστοιχίες και γναθοπροσωπικές προσθέσεις. Στις

προσθετικές αποκαταστάσεις σε εμφυτεύματα η επιλογή μιας κινητής προσθετικής εργασίας γίνεται όταν δεν μπορεί να κατασκευαστεί μια ακίνητη προσθετική εργασία για λόγους όπως είναι η αδυναμία τοποθέτησης ικανού αριθμού εμφυτευμάτων για λόγους γενικής υγείας, ηλικίας, ανατομίας (έλλειψη ικανού πάχους και ύψους οστού) ή κόστους. Σε αυτές τις περιπτώσεις η κατασκευή μιας επένθετης οδοντοστοιχίας η οποία εδράζεται σε δύο έως τέσσερα εμφυτεύματα που έχουν τοποθετηθεί στο στόμα είναι η ενδεδειγμένη λύση.^{8,9}

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: ΥΛΙΚΑ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΙ

2.1 ΜΕΘΟΔΟΙ ΚΑΙ ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΚΑΤΑΣΚΕΥΗΣ ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΩΝ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΩΝ ΣΕ ΣΥΓΚΟΛΛΟΥΜΕΝΕΣ ΕΠΙΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΙΚΕΣ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΕΙΣ

Τα εξατομικευμένα στηρίγματα έγιναν για πρώτη φορά δημοφιλή μετά την εισαγωγή στην αγορά του στηρίγματος τύπου UCLA την δεκαετία του 80. Τα στηρίγματα αυτά οφείλουν το όνομά τους στα αρχικά της Οδοντιατρικής του πανεπιστημίου της Καλιφόρνιας στο Λος Άντζελες (UNIVERSITY OF CALIFORNIA, LOS ANGELES) όπου χρησιμοποιήθηκαν για πρώτη φορά. Τα στηρίγματα τύπου UCLA δίνουν τη δυνατότητα του σχεδιασμού και της κατασκευής της αποκατάστασης απευθείας στο εμφύτευμα παρακάμπτοντας τη χρήση διαβλενογόνιου τμήματος. (Εικ. 1) Αυτή η τεχνική είναι πολύτιμη σε περιπτώσεις με μειωμένο χώρο με τους ανταγωνιστές ή με τα παρακείμενα δόντια. Επίσης, αυτού του τύπου τα στηρίγματα επιτρέπουν τη διόρθωση της κλίσης των εμφυτευμάτων και βοηθούν στην ανταπόκριση των ιστών. Τέλος, ένα άλλο μεγάλο πλεονέκτημά τους είναι η βελτιωμένη αισθητική αφού παραλείπεται το διαβλενογόνο τμήμα που δημιουργεί αισθητικά προβλήματα ειδικά στην πρόσθια περιοχή με λεπτό φαινότυπο μαλακών μορίων (γκριζάρισμα).¹⁶⁻¹⁹

Ύστερα από την επιτυχία των στηριγμάτων UCLA και την δημοφιλία που απέκτησαν μεταξύ κλινικών και εργαστηριακών, οι κατασκευαστές επικεντρώθηκαν στο να αναπτύξουν διαφορετικές τεχνικές για την κατασκευή εξατομικευμένων στηριγμάτων.

Τρεις είναι οι κύριες τεχνικές κατασκευής εξατομικευμένων κολοβωμάτων:

1. Διαμόρφωση κέρινου/ρητινώδους προπλάσματος και χύτευση (αναλογική τεχνική)
2. Διαμόρφωση προκατασκευασμένων μεταλλικών ή κεραμικών στηριγμάτων (αναλογική τεχνική)
3. Ψηφιακός σχεδιασμός και κατασκευή (ψηφιακή τεχνική)



Εικ. 1 Στηρίγματα τύπου UCLA ¹⁶

2.1.1 ΑΝΑΛΟΓΙΚΕΣ ΤΕΧΝΙΚΕΣ

1. Συμβατική διαμόρφωση κέρινου/ρητινώδους προπλάσματος με τη χρήση διαβλενογόνιων στηριγμάτων UCLA.

Η κατασκευή εξατομικευμένων στηριγμάτων για να δεχθούν συγκολλούμενες αποκαταστάσεις παραδοσιακά γίνεται με τους συμβατικούς τρόπους διαμόρφωσης προπλάσματος, το οποίο στη συνέχεια χυτεύεται. Αυτή η τεχνική, χρησιμοποιεί στηρίγματα UCLA που αποτελούνται από ένα μεταλλικό δακτύλιο με πλαστική προέκταση ή εξ ολοκλήρου από ένα πλαστικό τμήμα. Τα στηρίγματα UCLA μπορεί να διαθέτουν εσωτερική ή εξωτερική γεωμετρική διαμόρφωση (τρίγωνο, τετράγωνο, εξαγωνο, οκτάγωνο, κλπ.) έτσι ώστε να διαθέτουν αντιπεριστροφική ιδιότητα για χρήση σε μονήρης προσθετικές επιεμφυτευματικές εργασίες ή χωρίς γεωμετρική διαμόρφωση για τη χρήση σε επιεμφυτευματικές αποκαταστάσεις πολλών μονάδων. Η σωστή εφαρμογή του στηρίγματος UCLA εξαρτάται σημαντικά από τους σωστούς χειρισμούς του οδοντικού τεχνολόγου κυρίως στο στάδιο της επένδυσης με το πυρόχωμα και τη σωστή διαδικασία χύτευσης. Οι μεταλλικοί δακτύλιοι των UCLA στηριγμάτων είναι κυρίως κατασκευασμένοι από κράμα χρυσού και πλατίνας ^{8,17}

Τα πλεονεκτήματα των μεταλλικών δακτυλίων είναι τα παρακάτω:

1. Παρέχουν άριστη εφαρμογή στον αυχένα του εμφυτεύματος, καθώς έχουν παραχθεί εργοστασιακά.
2. Η εργοστασιακή επεξεργασία προσδίδει στο εξωτερικό της επιφάνειας του αυχένα του δακτυλίου υψηλό επίπεδο λείανσης και στίλβωσης.
3. Το κράμα του δακτυλίου αποτελείται από, στην πλειοψηφία των περιπτώσεων, ένα μίγμα χρυσού και πλατίνας, στο οποίο προστίθενται διάφορα ιχνοστοιχεία, έτσι ώστε να βελτιστοποιούνται οι ιδιότητες του δακτυλίου και κυρίως, να αυξάνεται το σημείο τήξης του κράματος, για να είναι ανθεκτικότερος κατά την επιχύτευση. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα την εξαιρετική βιοσυμβατότητα και παθητικότητα στην επαφή με το τιτάνιο του εμφυτεύματος.

Τα μειονεκτήματα των μεταλλικών δακτυλίων είναι τα εξής:

1. Υψηλό κόστος σε σύγκριση με τους εξ' ολοκλήρου πλαστικούς δακτύλιους.
2. Η ενσωμάτωση στα μη πολύτιμα κράματα επιτυγχάνεται μόνο με μηχανικούς δεσμούς.
3. Υπάρχουν περιορισμένες επιλογές μετάλλων που μπορούν να συμμετέχουν στο κράμα χύτευσης για την κατασκευή του σκελετού, καθώς πρέπει το θερμοκρασιακό διάστημα τήξης τους να είναι χαμηλότερο από αυτό του χρυσού δακτυλίου (1280-1350°C), με ένα όριο ασφαλείας 50-80°C χαμηλότερα.

Τα πλεονεκτήματα των πλαστικών στηριγμάτων UCLA είναι τα εξής:

1. Χαμηλότερο κόστος.
2. Πολλές δυνατότητες στη χρήση μετάλλων για την κατασκευή του κράματος.
3. Εύκολη επεξεργασία για χρήση σε κάθε μεμονωμένο περιστατικό.

Τα μειονεκτήματα των πλαστικών στηριγμάτων UCLA είναι τα εξής:

1. Οι σωστοί χειρισμοί του οδοντικού τεχνολόγου και η ακρίβεια του χυτηρίου καθορίζουν την εφαρμογή στον αυχένα του εμφυτεύματος αλλά και το επίπεδο της λείανσης – στίλβωσης της εξωτερικής επιφάνειας του εμφυτεύματος. Μετά τη χύτευση απαιτείται περαιτέρω επεξεργασία στην επιφάνεια του αυχένα με αποτέλεσμα να μην μπορεί να εξασφαλιστεί η ακρίβεια της εφαρμογής στην περιοχή της διεπιφάνειας με το εμφύτευμα.
2. Το κίνδυνο παραμόρφωσης του πλαστικού δακτυλίου λόγω της μη σωστής κοχλίωσης στο εκμαγείο εργασίας για να γίνει η κατασκευή του κέρινου προπλάσματος. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα να επηρεαστεί η τελική εφαρμογή.^{1,8}

2. Διαμόρφωση προκατασκευασμένων μεταλλικών ή κεραμικών στηριγμάτων

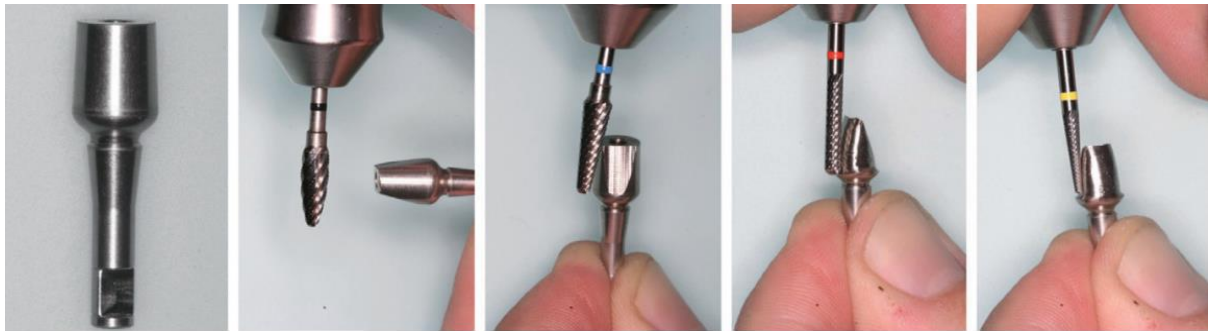
Είναι απαραίτητη η χρήση παραλληλιστή και ειδικών φρεζών για τη διαμόρφωση-τροποποίηση των βιομηχανικά τυποποιημένων στηριγμάτων και υπάρχουν δύο δυνατότητες:

1) Να γίνει τροποποίηση με εκτροχισμό σε ένα προκατασκευασμένο στήριγμα που διαθέτει γεωμετρικό σχήμα (συνήθως κυλινδρικό με παράλληλα ή συγκλίνοντα αξονικά τοιχώματα) και είναι συμπαγές. (Εικ. 2-4) ⁷

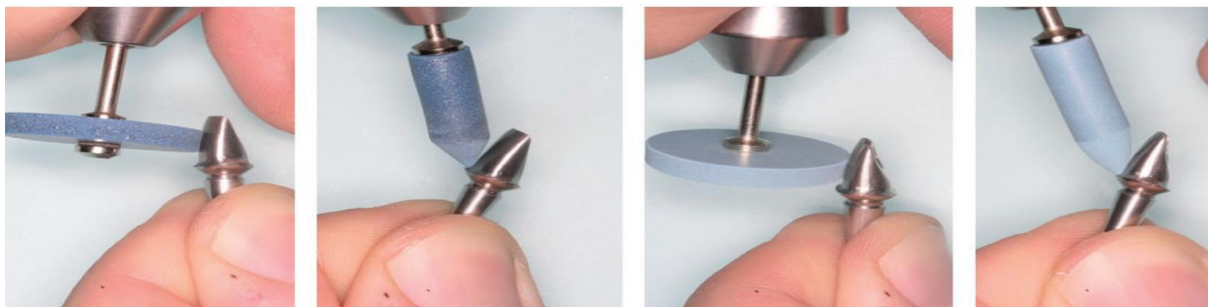
2) Να γίνει τροποποίηση με εκτροχισμό σε ένα προκατασκευασμένο τυποποιημένο στήριγμα το οποίο επιλέγεται με βάση την κλίση του εμφυτεύματος, το είδος του δοντιού που θα αποκατασταθεί και του πάχους του βλεννογόνου στη συγκεκριμένη θέση. Πρόκειται για περισσότερο εξατομικευμένα βιομηχανικά τυποποιημένα στήριγματα που όμως επιδέχονται τροποποιήσεις για ακόμη περαιτέρω εξατομίκευση.

Ανεξάρτητα από το είδος του παρασκευασμένου στήριγματος, τις περισσότερες φορές είναι απαραίτητη η τροποποίησή του, για να επιτευχθεί το επιθυμητό περίγραμμα και κλίση, το αυχενικό όριο και το προφίλ ανάδυσης. Η εξατομίκευση των επιεμφυτευματικών στηριγμάτων απαιτεί τη χρήση ενός παραλληλιστή και ειδικών φρεζών (Εικ. 5-7). Ο παραλληλιστής είναι συσκευή που χρησιμοποιείται για την κατασκευή μιας προσθετικής εργασίας εντοπίζοντας και περιγράφοντας με ακρίβεια το περίγραμμα και τις σχετικές θέσεις των δοντιών κολοβωμάτων ή των επιεμφυτευματικών στηριγμάτων και των σχετικών κατασκευών. Ο παραλληλιστής ως συσκευή, εξελίχθηκε όπως ήταν φυσικό, σε σύγχρονη συσκευή διαμόρφωσης, κάνοντας δυνατόν τον εκτροχισμό των στηριγμάτων, έτσι ώστε να έχουμε παράλληλα οδηγά επίπεδα για να δεχθούν την προσθετική αποκατάσταση. ²⁰⁻²⁴

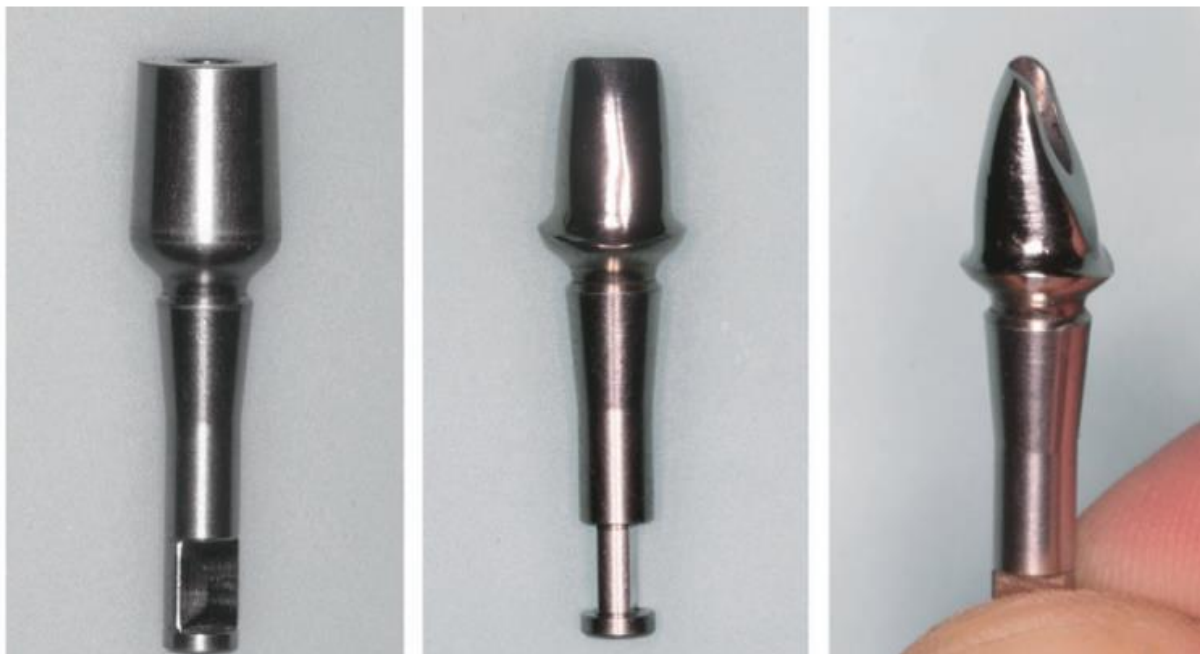
Ο παραλληλιστής δέχεται ειδικές φρέζες (εγγλυφίδες) σε πληθώρα μεγεθών, σχημάτων, αδροτήτων και κυρίως κλίσης των αξονικών τοιχωμάτων (5°, 6° κ.λπ.) ώστε να επιλέγεται πάντα η καταλληλότερη ανάλογα με την περιοχή που διαμορφώνεται. Οι φρέζες αυτές διαθέτουν επίσης ποικιλομορφία όσον αφορά στο άκρο τους ώστε να χρησιμοποιείται φρέζα με την κατάλληλη απόληξη ανάλογα με το επιθυμητό αυχενικό όριο (τοξοειδής λοξοτόμηση, βάθρο, κ.λπ.) Η χρήση των ειδικών φρεζών επιβάλλει την αυστηρή τήρηση στα πρωτόκολλα που δίνουν οι κατασκευαστές των στηριγμάτων, έτσι ώστε να αποτρέπεται υπερβολική διαμόρφωση ή φθορά στηριγμάτων, ιδιαίτερα σε αυτά από ζirkονία (Εικ. 7-9). Η ζirkονία, παρά τα πλεονεκτήματά της, είναι απαιτητική ως προς το χειρισμό της και συγκεκριμένα τον τροχισμό και την τροποποίησή της. Λόγω της σκληρότητας της ζirkονίας και της ευαισθησίας της στην αύξηση θερμοκρασίας, είναι σημαντικό να χρησιμοποιούνται ειδικοί τροχόλιθοι, οι οποίοι διαθέτουν ισχυρό δεσμό κόκκων διαμαντιού και μεγαλύτερη διάρκεια ζωής (Εικ. 10-14). ^{7,22}



Εικ. 2 Διαμόρφωση και εξατομίκευση ενός συμπαγούς στηρίγματος από τιτάνιο κυλινδρικού σχήματος. ⁷



Εικ.3 Στάδια τελειώματος (λείανση) ενός στηρίγματος τιτανίου. ⁷



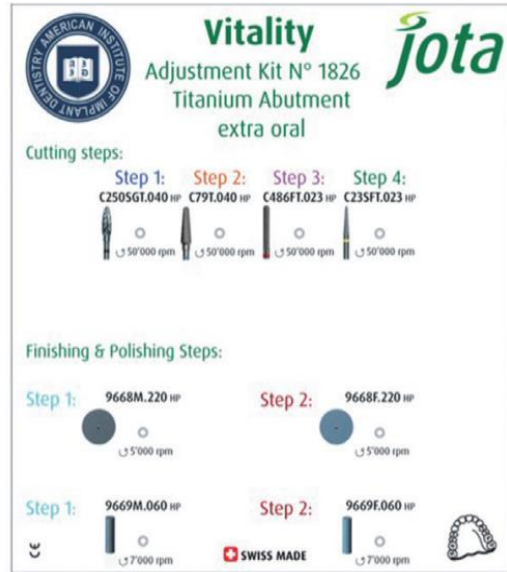
Εικ.4 Συμπαγές στήριγμα τιτανίου πριν και μετά τη διαμόρφωση. ⁷



Εικ. 5 Παραλληλιστής ²⁰



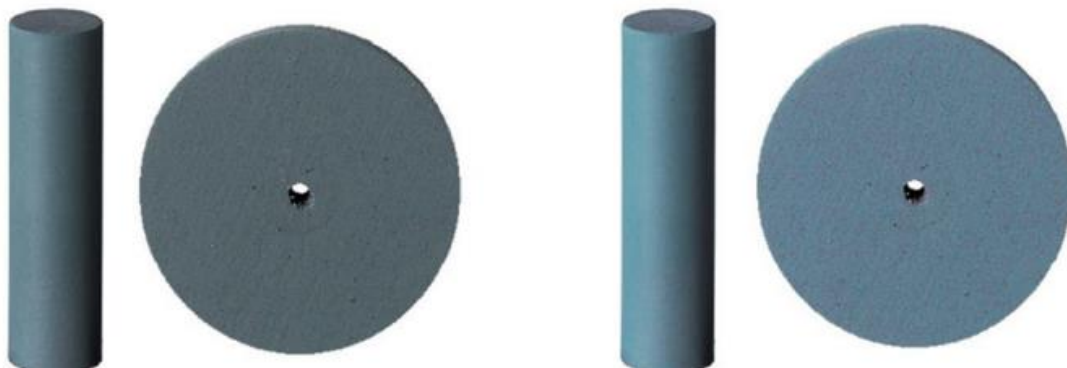
Εικ.6 Ειδική εγγλυφίδα για τον εκτροχισμό στηριγμάτων τιτανίου ²¹



Εικ. 7 Κασετίνα τροχόλιθων για τον εκτροχισμό των στηριγμάτων τιτανίου.²²



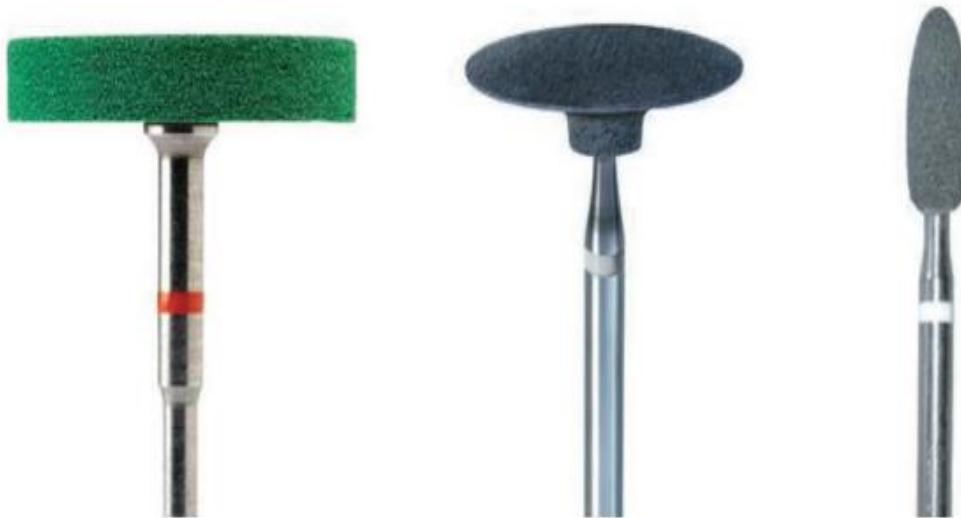
Εικ. 8 Φρέζες κοπής διαφόρων σχημάτων και μεγεθών, με χρωματικούς κωδικούς που υποδηλώνουν αδρότητα, για χρήση σε τιτάνιο.²²



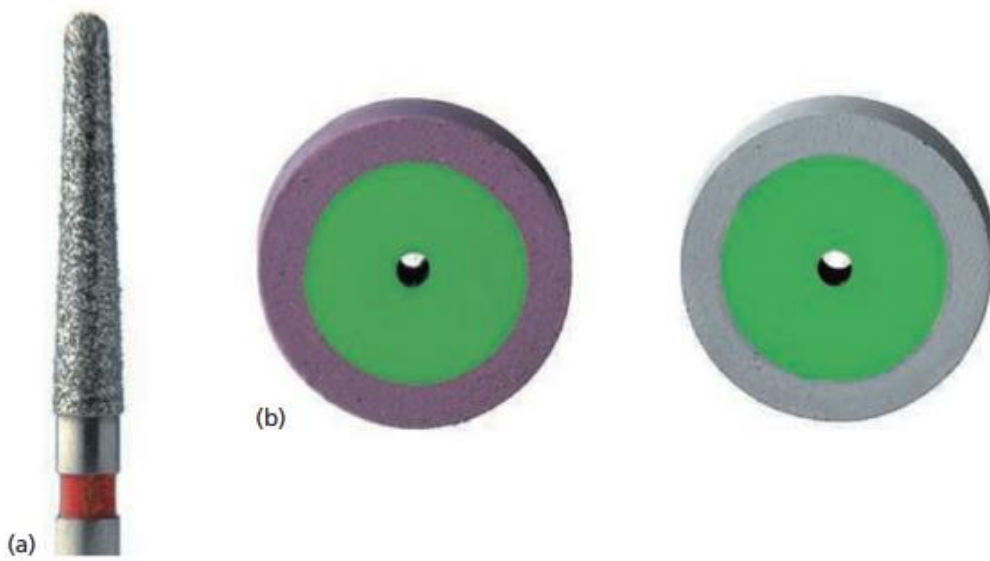
Εικ. 9 Λάστιχα σιλικόνης για τελική διαμόρφωση και λείανση των στηριγμάτων τιτανίου (το χρώμα υποδηλώνει ομοίως την αδρότητα, από πιο αδρόκοκκο σε περισσότερο λεπτόκοκκο λάστιχο ανάλογα με το μέγεθος κόκκων της αποτριπτικής σκόνης που περιέχει).²²



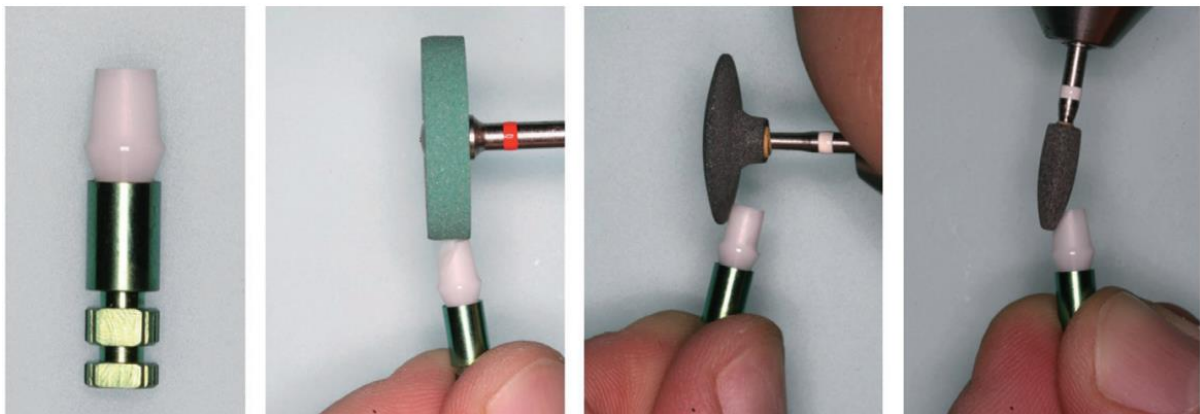
Εικ. 10 Κασέτινα τροχόλιθων για τον εκτροχισμό κεραμικών στηριγμάτων.²²



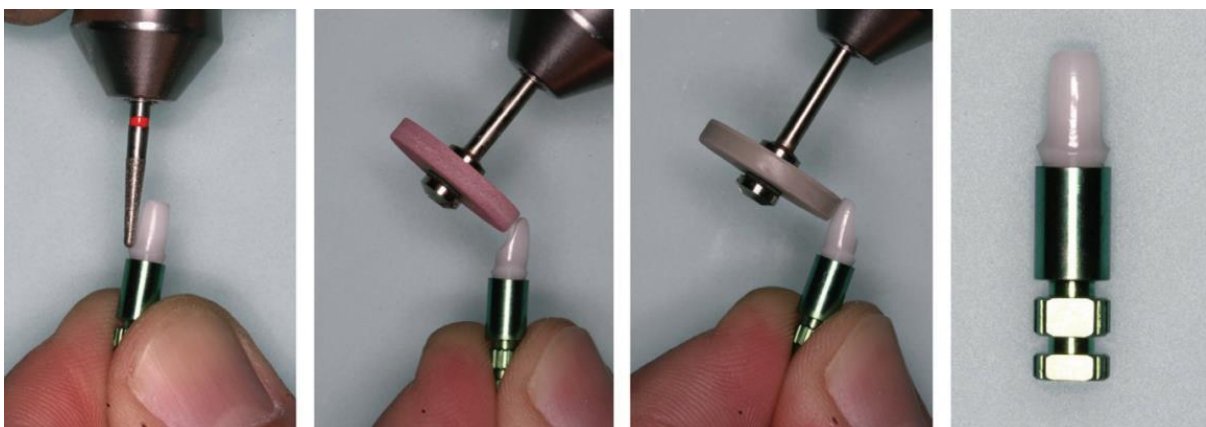
Εικ. 11 Τροχόλιθοι διαφόρων σχημάτων για την αφαίρεση ζirkονίας.²²



Εικ. 12 Εργαλεία για το τελείωμα και το γυάλισμα των στηριγμάτων ζirkονίας: (a) φρέζα διαμαντιού (b) λάστιχα σιλκόνης για τη διαδικασία γυαλίσματος.²²



Εικ. 13 Στάδια εκτροχισμού σε στήριγμα ζirkονίας.⁷



Εικ. 14 Στάδια φινιρίσματος και γυάλισμα στηρίγματος ζirkονίας.⁷

2.1.2 ΨΗΦΙΑΚΟ ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Η ανάπτυξη της ψηφιακής τεχνολογίας έδωσε νέες δυνατότητες στον οδοντικό τεχνολόγο να διεκπεραιώσει τα απαιτητικά επεμφυτευματικά περιστατικά. Με τη χρήση προγραμμάτων υπολογιστικά υποβοηθούμενης σχεδίασης και κατασκευής (CAD/CAM) και σύγχρονων τεχνικών όπως η τρισδιάστατη εκτύπωση ή κοπή, δόθηκε η δυνατότητα παραγωγής εξατομικευμένων στηριγμάτων, τα οποία υπερτερούν των συμβατικών στους εξής τομείς:^{7,8,13,25}

- Στην ακρίβεια εφαρμογής
- Το αισθητικό προφίλ ανάδυσης
- Στην απλοποίηση της διαδικασίας παραγωγής τους

Τα συστήματα CAD/CAM είναι δυνατόν να συνδυάζουν τα εξής μέρη:

- 1) Τρισδιάστατο σαρωτή, ενδοστοματικό (Εικ 15) ή εργαστηριακό (Εικ. 16) (intraoral 3d scanner, laboratory 3d scanner)
- 2) Συσκευή κοπής (Εικ. 17) – αφαιρετική μέθοδος (dental milling Computerized Numerical Control - cnc)
- 3) Συσκευή τρισδιάστατης εκτύπωσης με την επιλεκτική τήξη μετάλλου με τη χρήση laser – προσθετική μέθοδος (selective laser melting – slm)
- 4) Συσκευή τρισδιάστατης εκτύπωσης σε ρητίνη και στη συνέχεια τη συμβατική χύτευση του ρητινώδους προπλάσματος. (dlp – sla 3d printing-casting)^{7,8,13,25,26}

Όλα τα παραπάνω συνδέονται και συνεργάζονται με Η/Υ και ειδικά σχεδιαστικά προγράμματα CAD. Επομένως υπάρχουν συνδυαστικά αρκετές επιλογές έτσι ώστε το ψηφιακό τρισδιάστατο σχέδιο να διαμορφωθεί σε τρισδιάστατο αντικείμενο, στην περίπτωση μας, στήριγμα επεμφυτευματικής εργασίας.

Τα βασικά πλεονεκτήματα του ψηφιακού πρωτόκολλου εργασίας με τη χρήση της αφαιρετικής μεθόδου (milling) είναι τα εξής:

1. Η υψηλή ακρίβεια
2. Τυποποιημένη διαδικασία παραγωγής και αποτελεσματικό σύστημα ποιοτικού ελέγχου λόγω της μείωσης του ανθρώπινου παράγοντα
3. Αυξημένη παραγωγική ικανότητα και ταχύτερη παραγωγή
4. Δυνατότητα χρήσεις νέων υλικών, όπως το τιτάνιο και η ζirkονία

Τα μειονεκτήματα του ψηφιακού πρωτόκολλου εργασίας με τη χρήση της αφαιρετικής μεθόδου (milling) είναι τα παρακάτω:

1. Η ακρίβεια της διαδικασίας κοπής εξαρτάται από τη διάμετρο της μικρότερης φρέζας αλλά και από το ρυθμό φθοράς των φρεζών γενικότερα
2. Η ακρίβεια της διαδικασίας κοπής εξαρτάται από τις δυνατότητες του λογισμικού και την πιστότητα – ακρίβεια των σαρωτών (αφορά όλες τις μεθόδους)
3. Το υψηλό κόστος ενός τέτοιου συστήματος

4. Λόγω της διαδικασίας κοπής υπάρχει απώλεια του πρωτογενούς υλικού, μεγαλύτερη από αυτή που χρειάζεται για την κατασκευή του προϊόντος ^{7,8,13}

Τα βασικά πλεονεκτήματα του ψηφιακού πρωτόκολλου εργασίας με τη χρήση της τρισδιάστατης εκτύπωσης με τη χρήση laser (slm) είναι τα εξής:

1. Υψηλή ακρίβεια
2. Υψηλή ποιότητα των κραμάτων με πιο ομογενοποιημένη δομή σε σχέση με τη χύτευση
3. Υψηλή παραγωγικότητα
4. Αποτελεσματικότητα κόστους/παραγωγής σε σύγκριση με τις άλλες μεθόδους
5. Μικρότερη απώλεια υλικού κατά τη διάρκεια παραγωγής του τελικού προϊόντος

Τα μειονεκτήματα του ψηφιακού πρωτόκολλου εργασίας με τη χρήση της τρισδιάστατης εκτύπωσης με τη χρήση laser (slm) είναι τα εξής:

1. Υψηλό κόστος του εξοπλισμού
2. Ανάγκη για περαιτέρω επεξεργασία για τα αντικείμενα που παράχθηκαν (θερμική επεξεργασία και αφαίρεση της δομής υποστήριξης)
3. Η επιφανειακή τραχύτητα λόγω της διαδικασίας παραγωγής ^{7,8,13}

Τα βασικά πλεονεκτήματα του ψηφιακού πρωτόκολλου εργασίας με τη χρήση της τρισδιάστατης εκτύπωσης με τη χρήση εκτυπωτή ρητίνης είναι τα εξής:

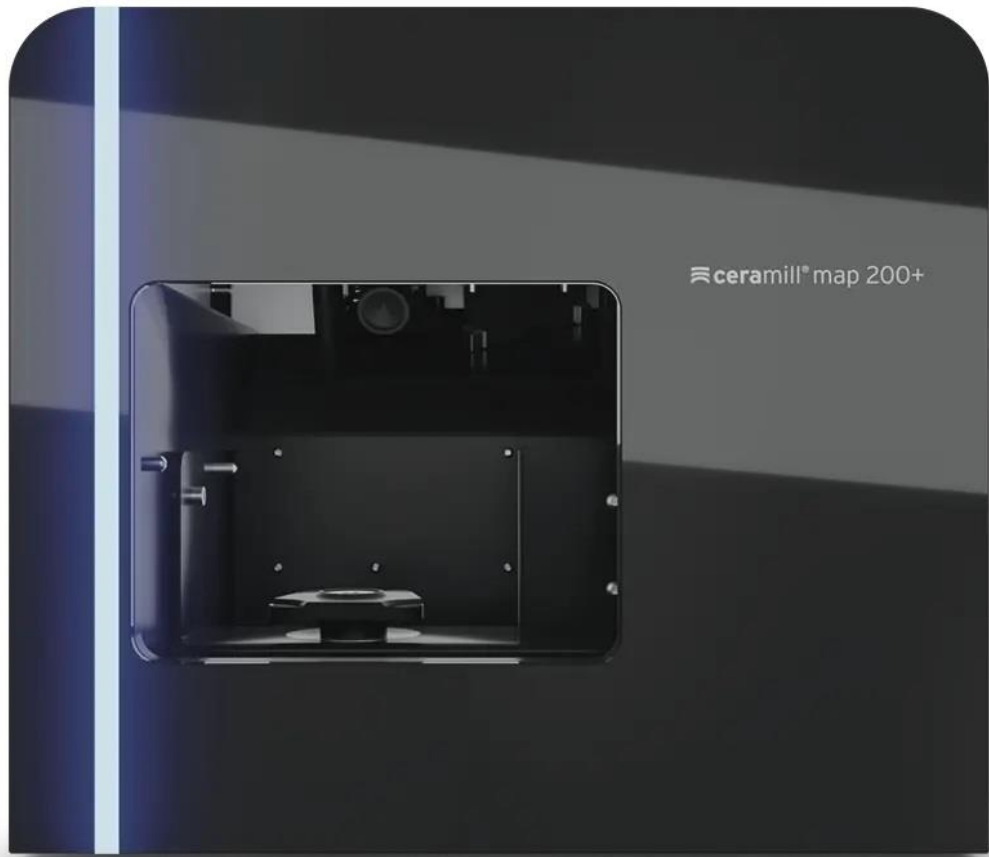
1. Χαμηλό κόστος εξοπλισμού
2. Χρήση του εξοπλισμού στη κατασκευή διαφορετικών οδοντιατρικών κατασκευών (εκμαγεία, νάρθηκες, ρητινώδη προπλάσματα, κλπ.)
3. Υψηλή ακρίβεια
4. Δυνατότητα παραγωγής μεγαλύτερης λεπτομέρειας στις κατασκευές σε σύγκριση με τις αφαιρετικές μεθόδους
5. Υψηλή παραγωγικότητα

Τα μειονεκτήματα του ψηφιακού πρωτόκολλου εργασίας με τη χρήση της τρισδιάστατης εκτύπωσης με τη χρήση εκτυπωτή ρητίνης είναι τα εξής:

1. Η ακρίβεια εξαρτάται από το υλικό εκτύπωσης
2. Μη δυνατότητα παραγωγής τελικών αποκαταστάσεων
3. Ανάγκη για περαιτέρω επεξεργασία των εκτυπωμένων αντικειμένων όπως ο σωστός καθαρισμός, η αφαίρεση της δομής υποστήριξης και ο επιπλέον φωτοπολυμερισμός που μπορεί να επηρεάσουν τις τελικές ιδιότητες του υλικού.
4. Την ανάγκη χύτευσης των ρητινωδών προπλάσμάτων για την κατασκευή μεταλλικών στηριγμάτων και πυρήνων ^{7,8,13,25}



Εικ.15 Ενδοστοματικός σαρωτής²⁶



Εικ. 16 Εργαστηριακός σαρωτής²⁶



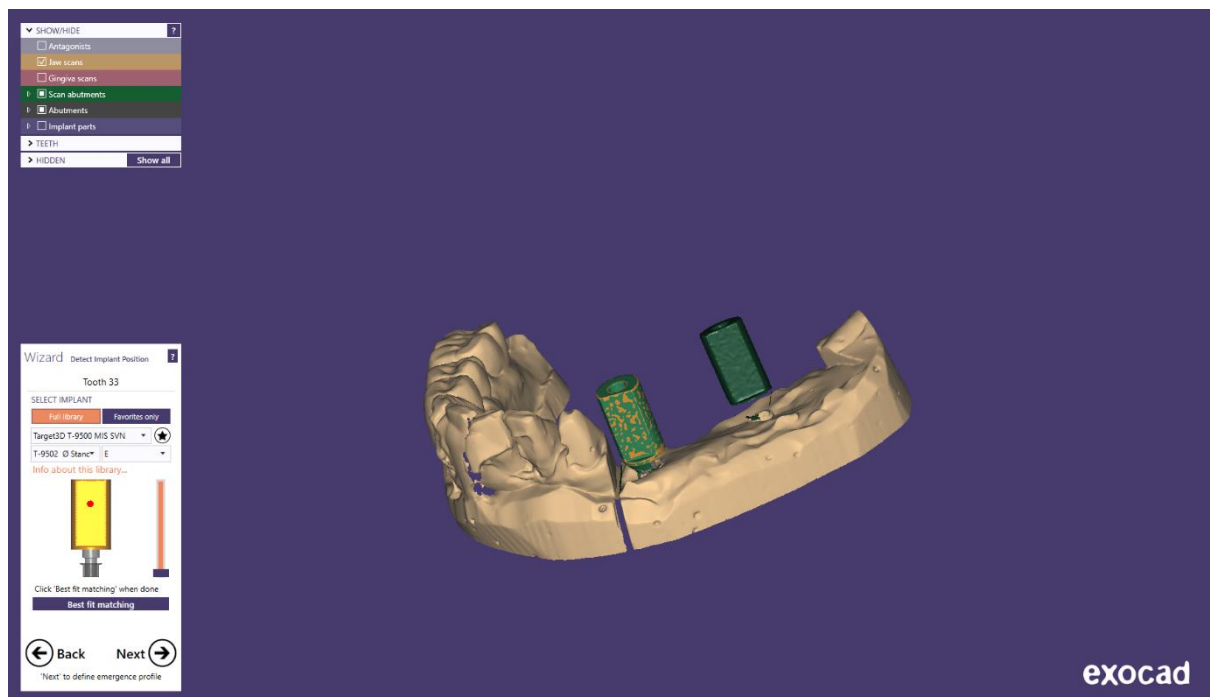
Εικ. 17 Μηχανή κοπής (dental milling cnc)²⁶

Στην αγορά κυκλοφορεί μια πληθώρα σχεδιαστικών προγραμμάτων από διάφορες εταιρείες που αναπτύσσουν τέτοιες εφαρμογές, τα οποία ακολουθούν τις ίδιες βασικές αρχές και στάδια σχεδιασμού του εξατομικευμένου κολοβώματος.

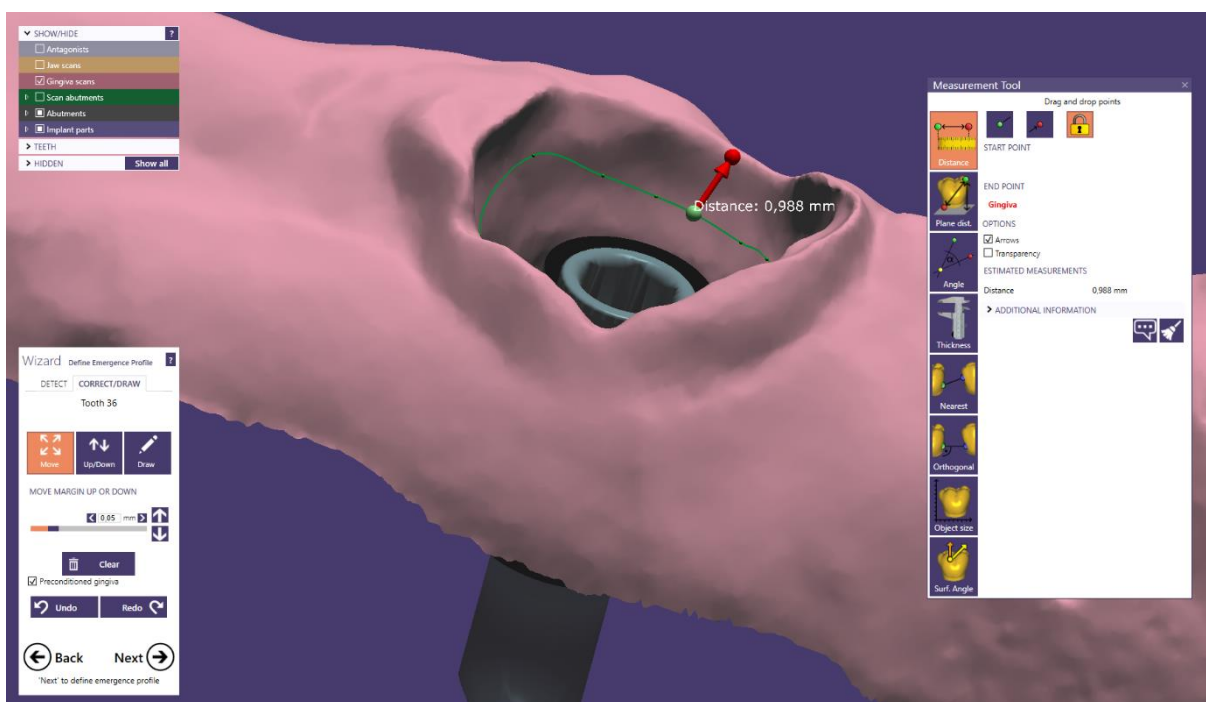
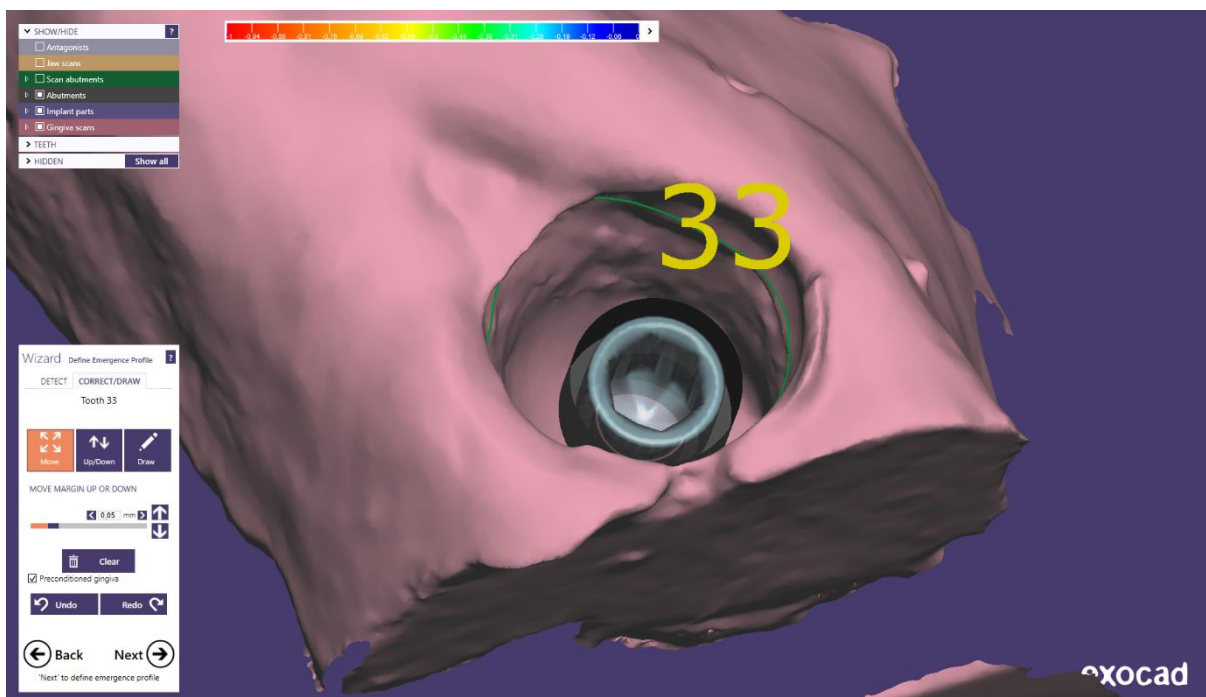
Αρχικά, γίνεται η σάρωση του αναλογικού εκμαγείου εργασίας με τη χρήση ενός τρισδιάστατου σαρωτή για την ψηφιοποίηση του εκμαγείου. Στη συνέχεια, σαρώνεται το ίδιο εκμαγείο που φέρει ψηφιακούς άξονες μεταφοράς (scan post) στη θέση του/των εμφυτεύματος/ων. Έπειτα, γίνεται η σάρωση του εκμαγείου των ανταγωνιστών και, τέλος,

η σάρωση των εκμαγείων σε θέση σύγκλισης. Μπορεί η αποτύπωση να έχει γίνει από τον οδοντίατρο ψηφιακά με ενδοστοματικό σαρωτή (intraoral scanner/IOS). Και στις δύο περιπτώσεις τα ψηφιακά αρχεία εισάγονται και επεξεργάζονται σε ένα CAD πρόγραμμα. Τα στάδια σχεδιασμού ενός εξατομικευμένου στηρίγματος χρησιμοποιώντας ένα σχεδιαστικό πρόγραμμα είναι τα εξής:

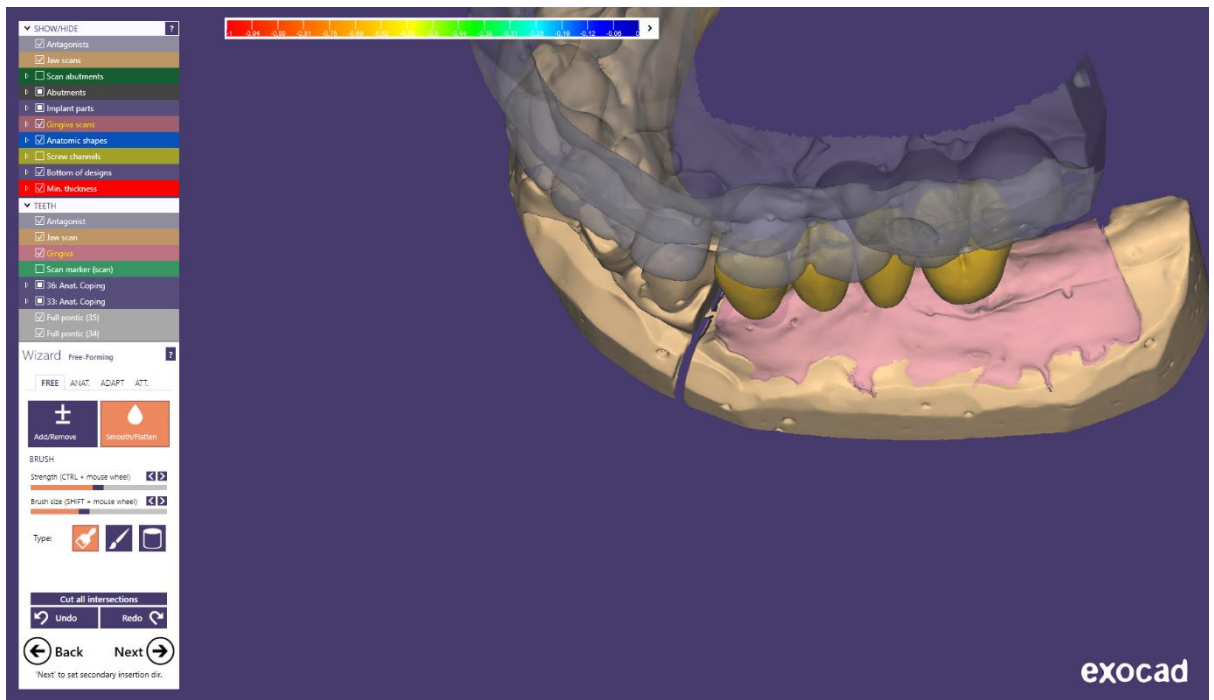
1. Η διαδικασία ξεκινά με την ταυτοποίηση του ανάλογου σάρωσης (scan post) με τη βιβλιοθήκη του σχεδιαστικού προγράμματος για την αναγνώριση του εμφυτεύματος. Σε αυτό το στάδιο είναι πολύ σημαντική η σωστή αλληλεπίθεση του ψηφιακού αναλόγου από την βιβλιοθήκη του προγράμματος με την Εικόνα του ανάλογου σάρωσης στο εκμαγείο. Γίνεται αυτόματα από το σχεδιαστικό πρόγραμμα αλλά και χειροκίνητα εφόσον υπάρχουν ασάφειες ή δυσκολίες (π.χ. ασάφειες από ενδοστοματική σάρωση) (Εικ. 18)
2. Γίνεται η οριοθέτηση του αυχενικού ορίου του εξατομικευμένου στηρίγματος σε σχέση με την παρυφή των ούλων για να δημιουργηθεί το σωστό προφίλ ανάδυσης. (Εικ. 19, 20)
3. Ακολουθεί μια Εικονική σύνταξη δοντιών που αναπαριστά πως θα είναι η τελική εργασία για να οριστεί η σωστή φορά ένθεσης (Εικ. 21)
4. Σχεδιάζεται το διαβλενογόνιο τμήμα του εξατομικευμένου στηρίγματος όπου θα εφαρμόσει η τελική εργασία (Εικ. 22)
5. Σχεδιάζονται τα αξονικά τοιχώματα του εξατομικευμένου στηρίγματος έτσι ώστε να δοθούν οι κατάλληλες κλήσεις για τη σωστή φορά ένθεσης της προσθετικής εργασίας και το κατάλληλο πάχος των τοιχωμάτων (Εικ. 23)²¹



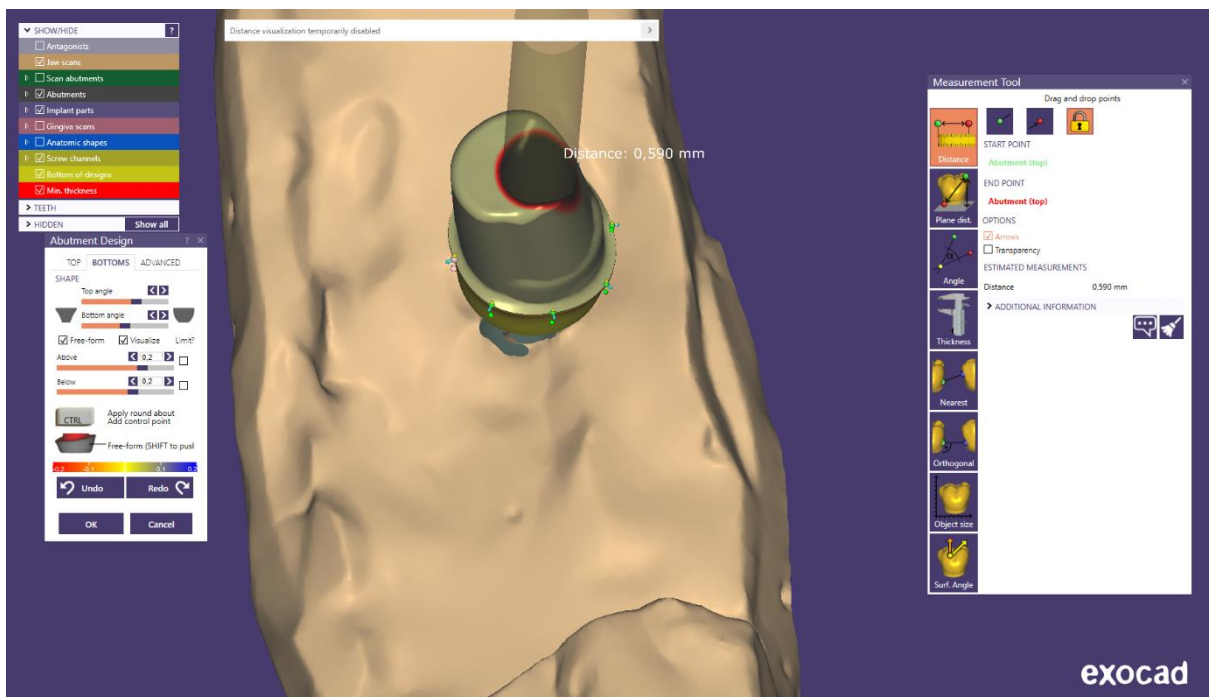
Εικ. 18 Ταυτοποίηση εμφυτεύματος και αλληλεπίθεση των ψηφιακών αναλόγων του προγράμματος στην Εικόνα του αναλόγου σάρωσης του εκμαγείου.²¹



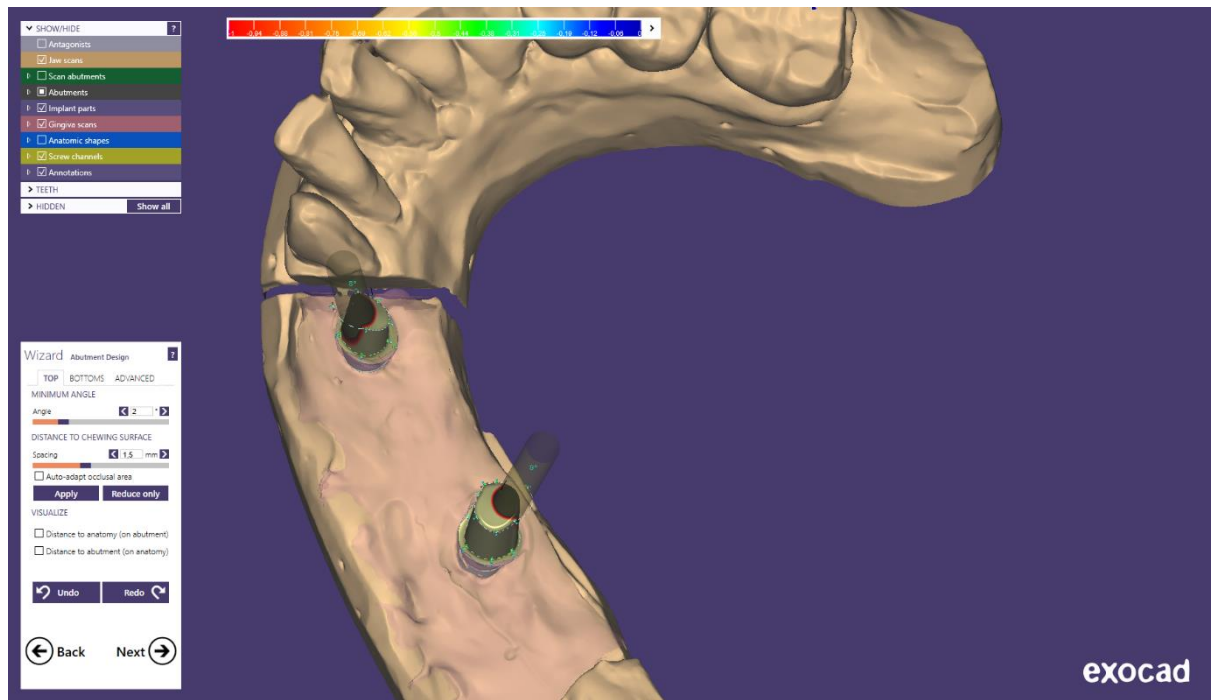
Εικ. 19, 20 Σχεδιασμός του αυχενικού ορίου του εξατομικευμένου στηρίγματος ²¹



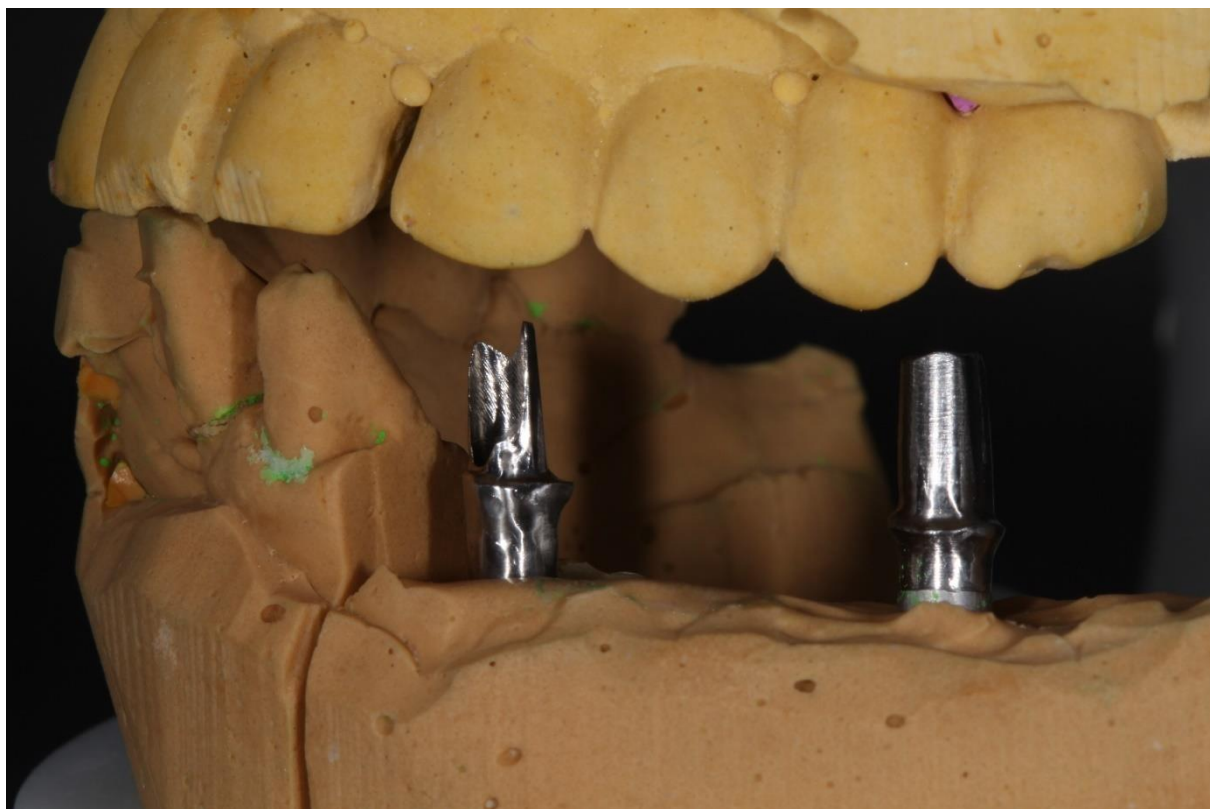
Εικ. 21 Εικονική σύνταξη της τελικής εργασίας (διαγνωστικό κέρωμα)²¹



Εικ. 22 Σχεδιασμός του διαβλενογόνιου τμήματος του εξατομικευμένου στηρίγματος²¹



Εικ. 23 Σχεδιασμός των αξονικών τοιχωμάτων του εξατομικευμένου στηρίγματος ²¹



Εικ. 24 Εξατομικευμένα στηρίγματα μετά την κοπή ²¹

2.1.3. ΜΕΘΟΔΟΙ ΚΑΙ ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΚΑΤΑΣΚΕΥΗΣ ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΩΝ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΩΝ ΣΕ ΣΥΓΚΟΛΛΟΚΟΧΛΙΟΥΜΕΝΕΣ ΕΠΙΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΙΚΕΣ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΕΙΣ.

Οι συγκολλοκοχλιούμενες επιεμφυτευματικές αποκαταστάσεις προτάθηκαν ως λύση για την επίτευξη όσο γίνεται περισσότερο της παθητικής εφαρμογής. Σύμφωνα με αυτήν την τεχνική στο εργαστήριο, μεταλλικοί δακτύλιοι τιτανίου (τελευταία και από άλλα υλικά) συγκολλούνται στο σκελετό ή στο εξατομικευμένο στήριγμα πριν την τελική παράδοση στον ασθενή και αφού έχουν ολοκληρωθεί όλα τα απαιτούμενα στάδια κατασκευής και έχουν γίνει οι απαραίτητες κλινικές δοκιμές.

Στις συμβατικές συγκολλοκοχλιούμενες επιεμφυτευματικές αποκαταστάσεις το στήριγμα αποτελείται από δύο μέρη, το δακτύλιο τιτανίου και την πλαστική προέκταση. Η πλαστική προέκταση διαμορφώνεται και κερώνεται κατά τη δημιουργία προπλάσματος του σκελετού και γίνεται η χύτευση με το κατάλληλο κράμα μετάλλου. Η εργασία μετά την επικάλυψη με τα αισθητικά υλικά συγκολλάται με κονία στους προσθετικούς δακτυλίους τιτανίου.

Στο ψηφιακό πρωτόκολλο εργασίας για την κατασκευή συγκολλοκοχλιούμενων εργασιών οι ψηφιακοί άξονες μεταφοράς εδράζουν στους δακτύλιους τιτανίου. Στη συνέχεια γίνεται η σάρωση των ψηφιακών αξόνων μεταφοράς και η ταυτοποίηση του τύπου του δακτυλίου και ο σχεδιασμός του σκελετού της προσθετικής εργασίας. Τέλος γίνεται η επιλογή του κατάλληλου υλικού και της τεχνικής παραγωγής με τη μέθοδο της κοπής ή τη μέθοδο της τρισδιάστατης εκτύπωσης. Εναλλακτικά και εφόσον υπάρχουν οι προσθετικοί δακτύλιοι για συγκολλοκοχλιούμενες εργασίες στην βιβλιοθήκη του προγράμματος δηλώνονται για εφαρμογή κατευθείαν στο εμφύτευμα.

Στην περίπτωση των ολοκεραμικών επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων, υπάρχουν οι εξής μέθοδοι κατασκευής μια συγκολλοκοχλιούμενης αποκατάστασης:

- Η πρώτη μέθοδος είναι η συγκόλληση μιας ολοκεραμικής στεφάνης πάνω σε ένα προκατασκευασμένο ή εξατομικευμένο στήριγμα τιτανίου (hybrid abutment crown). (Εικ. 25)
- Η δεύτερη μέθοδος είναι η συγκόλληση μιας ολοκεραμικής στεφάνης σε ένα εξατομικευμένο ολοκεραμικό στήριγμα, που με τη σειρά του έχει συγκολληθεί σε ένα δακτύλιο τιτανίου. (Εικ. 26)
- Η τρίτη μέθοδος είναι η εξατομίκευση ενός προκατασκευασμένου έτοιμου στηρίγματος ζirkονίας σε δακτύλιο τιτανίου. (Εικ. 27)

Η ευρεία χρήση των συγκολλοκοχλιούμενων επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων οφείλεται στα πλεονεκτήματα της μεθόδου που είναι τα εξής:

1. Υψηλή εφαρμογή στην περίπτωση που γίνεται η συγκόλληση εργαστηριακά
2. Μείωση των τάσεων στους σκελετούς που εφαρμόστηκαν πάνω στους δακτυλίους τιτανίου
3. Μειώνονται οι τάσεις στο εσωτερικό των ολοκεραμικών στηριγμάτων

4. Καλύτερη βιολογική συμπεριφορά των ιστών λόγω της μη ύπαρξης περίσσιας κονίας κατά την τοποθέτηση στον ασθενή
5. Μείωση του κινδύνου αποκοχλίωσης της βίδας λόγω καλύτερης παθητικής εφαρμογής^{8,16,27-31}



Εικ. 25 Βάση τιτανίου και στεφάνη διπυριτικού λιθίου ²⁷



Εικ. 26 Βάση τιτανίου και συγκολληκοχλιούμενο στήριγμα και ξεχωριστή στεφάνη διπυριτικού λιθίου. ²⁷



Εικ. 27 προκατασκευασμένο αισθητικό στήριγμα ζιρκονίου σε βάση τιτανίου¹⁶

2.2 ΥΛΙΚΑ ΚΑΤΑΣΚΕΥΗΣ ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΩΝ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΩΝ ΨΗΦΙΑΚΑ

Ένα βασικό πλεονέκτημα της τεχνολογίας CAD/CAM είναι το μεγάλο εύρος υλικών που έγιναν διαθέσιμα στον οδοντικό τεχνολόγο για την κατασκευή των εξατομικευμένων στηριγμάτων. Τα υλικά κατασκευής με βάση τις μεθόδους παραγωγής είναι τα εξής:

- 1) Τιτάνιο με την μέθοδο κοπής (milling)
- 2) Χρωμιοκοβάλτιο με τη μέθοδο κοπής (milling) και με τη μέθοδο της επιλεκτικής σύντηξης με λέιζερ (SLM)
- 3) Ζιρκονία με τη μέθοδο κοπής (milling)
- 4) Διπυριτικό λίθιο με τη μέθοδο κοπής (milling)
- 5) Peek με τη μέθοδο κοπής (milling)
- 6) Τρισδιάστατη εκτύπωση σε ρητίνη και χύτευση συμβατικά (3d printing and casting)

2.2.1. ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΚΟΠΗΣ (MILLING) ΑΠΟ ΤΙΤΑΝΙΟ

Το τιτάνιο (Ti_2O_3) αποτελεί το βασικό υλικό κατασκευής των εξατομικευμένων στηριγμάτων λόγω των εξαιρετικών φυσικομηχανικών ιδιοτήτων του και της εξαιρετικής βιοσυμβατότητάς του. Υπάρχει πλούσια βιβλιογραφία που αναδεικνύει την εξαιρετική

ανταπόκριση των μαλακών ιστών στα στηρίγματα τιτανίου, έτσι ώστε πλέον το τιτάνιο να αποτελεί το σημείο αναφοράς για τα υπόλοιπα υλικά (Εικ. 28) ³²⁻³⁶

Το τιτάνιο είναι ελαφρύ λόγω μικρού ειδικού βάρους, έχει υψηλό μέτρο ελαστικότητας και παρουσιάζει μεγάλη αντοχή σε χημικούς παράγοντες με αποτέλεσμα να έχει εξαιρετική βιοσυμβατότητα και να είναι πολύ ανθεκτικό. Το εμπορικά καθαρό (CP) τιτάνιο κατηγοριοποιείται σε 4 βαθμίδες (grades). Οι βαθμίδες αυτές αντιπροσωπεύουν το ποσοστό των στοιχείων οξυγόνου και σιδήρου που επιτρέπεται να βρίσκονται στο τιτάνιο και την ελάχιστη μηχανική αντοχή που πρέπει να έχει το μέταλλο. Με τον προσεκτικό έλεγχο των ποσοτήτων οξυγόνου και σιδήρου επηρεάζονται και ρυθμίζονται οι μηχανικές ιδιότητες του τιτανίου. ¹⁰

Οι βαθμίδες που χρησιμοποιούνται στην οδοντιατρική για την κατασκευή των εμφυτευμάτων και των στηριγμάτων είναι οι βαθμίδες 2-4. Το τιτάνιο της βαθμίδας 4 έχει τη μεγαλύτερη μηχανική αντοχή και σκληρότητα σε σύγκριση με όλες τις βαθμίδες τιτανίου χωρίς προσμίξεις. Αρκετοί κατασκευαστές προτείνουν και τη χρήση του τιτανίου της βαθμίδας 2 παρόλη τη χαμηλότερη μηχανική αντοχή, ισχυριζόμενοι ότι είναι λιγότερο ψαθυρό και η αντοχή και ελαστικότητά του είναι το κάνουν ιδανικό για τις κλινικές περιπτώσεις. Οι ίδιοι κατασκευαστές συνιστούν το σχεδιασμό της κατασκευής τιτανίου βαθμίδας 2 με περισσότερο πάχος έτσι ώστε να αντισταθμίσουν τη χαμηλότερη μηχανική αντοχή στις δυνάμεις που δέχεται. ^{10,37}

Εμπορικά διαθέσιμα στην αγορά, εκτός από τα στηρίγματα τιτανίου με το μεταλλικό χρώμα, υπάρχουν και τα χρυσίζοντα στηρίγματα (Εικ. 29). Η «χρυσή» επικάλυψη στα στηρίγματα τιτανίου επιτυγχάνεται με νιτρίδιο τιτανίου (TiN) με μια διαδικασία επίστρωσης πλάσματος, όπου το τιτάνιο και τα ιόντα υδρογόνου ενώνονται σχηματίζοντας το νιτρίδιο τιτανίου και στη συνέχεια γίνεται ο μοριακός δεσμός με το τιτάνιο του στηρίγματος. Το νιτρίδιο τιτανίου, εκτός από τη «χρυσή» απόχρωση που δίνει στο στηρίγμα βελτιώνοντας έτσι την αισθητική, ειδικά σε απαιτητικές αισθητικά περιπτώσεις με μικρό πάχος ούλων, βελτιώνει και τις φυσικομηχανικές ιδιότητες του εμπορικά καθαρού τιτανίου. Η επικάλυψη με TiN καλύπτει το μεγαλύτερο μέρος του στηρίγματος, εκτός από την επιφάνεια επαφής μεταξύ στηρίγματος και εμφυτεύματος. Η επικάλυψη με TiN μπορεί να αξιοποιηθεί μόνο με τη χρήση της τεχνολογίας CAD/CAM, λόγω του ότι η επικάλυψη αυτή είναι μικρότερη από 5 μm. Η επιπλέον εξατομίκευση του στηρίγματος με εκτροχισμό θα είχε σαν αποτέλεσμα την αφαίρεση του στρώματος TiN. Παρά τα προτερήματα των στηριγμάτων τιτανίου με επίστρωση TiN, χρειάζεται περαιτέρω έρευνα για τη συμπεριφορά τους ως προς τους ιστούς. ³⁸⁻⁴⁰

Εκτός από τις τέσσερις βαθμίδες εμπορικά καθαρού τιτανίου στην οδοντιατρική χρησιμοποιούνται και τα κράματα τιτανίου. Τα κράματα τιτανίου (Ti-6Al-4V) περιέχουν 6% αλουμίνιο, 4% βανάδιο, 0.25% σίδηρο (μέγιστη περιεκτικότητα) και 0.2% οξυγόνο (μέγιστη περιεκτικότητα). (Πίν. 1) Το κράμα τιτανίου έχει καλύτερη αντοχή στην κάμψη και παρουσιάζει υψηλότερη δυσθραυστότητα σε σύγκριση με το εμπορικά καθαρό τιτάνιο. ¹⁰

Titanium	N	C	H	Fe	O	Al	V	Ti
CP grade I	0.03	0.08	0.015	0.20	0.18	—	—	Balance
CP grade II	0.03	0.08	0.015	0.30	0.25	—	—	Balance
CP grade III	0.05	0.08	0.015	0.30	0.35	—	—	Balance
CP grade IV	0.05	0.08	0.015	0.5	0.4	—	—	Balance
Ti-6Al-4 V alloy	0.05	0.08	0.015	0.3	0.2	5.50–6.75	3.50–4.50	Balance
Ti-6Al-4 V (ELI alloy)	0.05	0.08	0.012	0.25	0.13	5.50–6.50	3.50–4.50	Balance

*ASTM Standard: minimum values.

Πίνακας 1 Οι βαθμίδες τιτανίου και τα κράματα τιτανίου που χρησιμοποιούνται για την κατασκευή εμφυτευμάτων ή στοιχείων που χρησιμοποιούνται στην προσθετική αποκατάσταση.¹⁰



Εικ. 28 Εργοστασιακό μπλοκ τιτανίου για την κατασκευή εξατομικευμένων στηριγμάτων με τη μέθοδο milling με τη χρήση CAD/CAM.³⁶



Εικ. 29 Στήριγμα τιτανίου με επίστρωση τιτανίου νιτριδίου (TiN) για την απόδοση χρυσίζοντος χρώματος.³⁸

2.2.2.ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΧΡΩΜΙΟΚΟΒΑΛΤΙΟΥ ΜΕ ΤΗ ΜΕΘΟΔΟ ΚΟΠΗΣ (MILLING) ΚΑΙ ΤΗ ΜΕΘΟΔΟ SLM

Τα κράματα χρωμιοκοβαλτίου (Co-Cr) χρησιμοποιούνται στην οδοντιατρική για την κατασκευή κινητών και ακίνητων προσθετικών αποκαταστάσεων. Παρουσιάζουν καλές μηχανικές ιδιότητες, υψηλό μέτρο ελαστικότητας και όριο παραμόρφωσης καθώς και μεγάλη αντοχή στη θραύση και στη διάβρωση. Επίσης τα κράματα χρωμιοκοβαλτίου είναι πολύ οικονομικότερα σε σύγκριση με το τιτάνιο, τα ευγενή μέταλλα και τα ολοκεραμικά. Με την ανάπτυξη των CAD/CAM τεχνολογιών, νέες μέθοδοι παραγωγής πέρα από τη χύτευση έγιναν δυνατές. Τέτοιες είναι οι μέθοδος κοπής (milling) και η μέθοδος τρισδιάστατης εκτύπωσης με την επιλεκτική τήξη με λέιζερ (SLM-laser sintering). Η μέθοδος SLM μείωσε το κόστος και το χρόνο παραγωγής και αύξησε τον έλεγχο ποιότητας της παραγωγής μειώνοντας τον ανθρώπινο παράγοντα και τυποποιώντας τις διαδικασίες, δίνοντας ένα τελικό προϊόν χωρίς απώλεια υλικού. Το βασικό μειονέκτημα αυτής της μεθόδου είναι η μεγάλη αδρότητα της επιφάνειας του τελικού προϊόντος, το οποίο με τη σειρά του μπορεί να επηρεάζει την εφαρμογή εφόσον χρειάζεται επεξεργασία. Η μέθοδος κοπής (milling) παρουσιάζει παρόμοια πλεονεκτήματα με τη μέθοδο SLM, υστερεί όμως, στο ότι παρουσιάζει μεγάλη απώλεια υλικού, καθώς είναι μία αφαιρετική μέθοδος. Αυτό την καθιστά να λιγότερο οικονομική.^{8,13,41}

2.2.3 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΜΕ ΤΗ ΜΕΘΟΔΟ ΚΟΠΗΣ (MILLING) ΖΙΡΚΟΝΙΟΥ

Η ζirkονία αποτελεί το πιο πρόσφατο υλικό που εντάχθηκε στην ομάδα των οδοντιατρικών κεραμικών.

Η ζirkονία (ZrO_2) αρχικά χρησιμοποιήθηκε για ιατρικούς σκοπούς τη δεκαετία του 1970, ως υλικό στη χειρουργική επέμβαση για την αντικατάσταση των ισχίων. Από το 2004, με την ανάπτυξη της τεχνολογίας και ιδιαιτέρως των συστημάτων CAD/CAM, η ζirkονία άρχισε να χρησιμοποιείται στην οδοντιατρική και πιο συγκεκριμένα στην ακίνητη προσθετική και κατασκευή εμφυτευμάτων και στηριγμάτων. Η ζirkονία, στην καθαρή μορφή της, αποτελεί ένα πολυμορφικό υλικό του οποίου η δομή αλλάζει ανάλογα με τη θερμοκρασία του περιβάλλοντος. Αναλυτικά:

A) Μονοκλινή (από θερμοκρασία δωματίου μέχρι 1170 °C)

B) Τετραγωνική (1170 °C-2370 °C)

Γ) Κυβική (2370 °C – μέχρι τη θερμοκρασία τήξης).

Στην περίπτωση όμως που προστεθούν οξειδία σταθεροποίησης στην ζirkονία, όπως το μαγνήσιο, οξειδίο του δημητρίου, ύτριο και το ασβέστιο, η τετραγωνική φάση διατηρείται και σε θερμοκρασία δωματίου σε μετασταθερή κατάσταση, επιτρέποντας στο υλικό να εμφανίσει το φαινόμενο το οποίο ονομάζεται σκλήρυνση κατά το μετασχηματισμό (transformation toughening).^{7,42}

Στο σύνολο υπάρχουν τρεις τύποι ζirkονίας που εμπεριέχουν κεραμικά και χρησιμοποιούνται στην οδοντιατρική:

- 1) Η ζirkονία με διήθηση υάλου, ενισχυμένη αλουμίνα.
- 2) Η ενισχυμένη με μαγνήσιο μερικώς σταθεροποιημένη ζirkονία
- 3) Η τετραγωνική πολυκρυσταλλική ζirkονία με 3% ύτριο (Y-TZP)

Από τις τρεις αυτές κατηγορίες, η τελευταία είναι αυτή που χρησιμοποιείται κυρίως λόγω της υψηλής της αντοχής στην κάμψη που κυμαίνεται μεταξύ 900 – 1200 MPa.^{43 - 46}

Οι μέθοδοι κατεργασίας της ζirkονίας με τη χρήση CAD/CAM είναι δύο:

- 1) Η μαλακή κοπή
- 2) Η σκληρή κοπή

Στη διαδικασία της μαλακής κοπής, δίσκοι ζirkονίας που δεν έχουν συντηχθεί (green state) χρησιμοποιούνται για την κοπή των αποκαταστάσεων. Στη συνέχεια, οι αποκαταστάσεις συντήκονται σε ειδικούς φούρνους για να αποκτήσουν τις τελικές μηχανικές τους ιδιότητες. Η διαδικασία αυτή συνοδεύεται με συρρίκνωση κατά 25% της αποκατάστασης, αποκτώντας και τις τελικές της διαστάσεις. Αυτή η τελευταία διαδικασία είναι που αφορά και την τελική εφαρμογή και υπόκειται σε διακύμανση.

Στη διαδικασία της σκληρής κοπής, η αποκατάσταση κόβεται κατευθείαν στις τελικές της διαστάσεις σε δίσκους ζirkονίας οι οποίοι έχουν ήδη συντηχθεί και είναι πιο ομογενοποιημένοι και με υψηλή αντοχή. Συνήθως, αυτοί οι δίσκοι έχουν παραχθεί με

θερμική ισοστατική πίεση (HIPed). Σε αυτή την περίπτωση η εφαρμογή εξαρτάται μόνο από την ακρίβεια κοπής αλλά μπορεί δυνητικά να προκαλέσει μετασχηματισμό του υλικού μειώνοντας την θεωρητικά καλή αρχική αντοχή. Η επιλογή της μεθόδου κοπής επηρεάζει σημαντικά τις τελικές ιδιότητες της αποκατάστασης. Με τη μέθοδο μαλακής κοπής αποφεύγεται η δημιουργία μικρορωγμών και ατελειών στην επιφάνεια της αποκατάστασης. Επίσης σημαντικό πλεονέκτημα είναι ο μικρότερος χρόνος παραγωγής και η μικρότερη φθορά των εγγλυφίδων στο κοπτικό μηχάνημα. Έχει παρατηρηθεί όμως ότι με τη μέθοδο μαλακής κοπής η πιστότητα της αποκατάστασης να είναι διαφορετική σε σύγκριση με το αρχείο του σχεδιασμού, χωρίς αυτό όμως να επηρεάζει την τελική εφαρμογή και ακρίβεια της αποκατάστασης. Αντίθετα στη μέθοδο σκληρής κοπής λόγω της διαδικασίας αφαίρεσης του υλικού σε ήδη συντηγμένους δίσκους δημιουργούνται μικρορωγμές και ατέλειες στην επιφάνεια της ζirkονίας. Αυτές οι αλλαγές στην μικροδομή της ζirkονίας μπορεί να επηρεάσουν την τελική αντοχή της αποκατάστασης. Ένα άλλο μειονέκτημα της σκληρής μεθόδου κοπής είναι η φθορά των εγγλυφίδων του μηχανήματος κοπής. Στις αποκαταστάσεις κατασκευασμένες με σκληρή κοπή παρατηρήθηκε ότι η οριακή εφαρμογή ήταν καλύτερη σε σύγκριση με αυτές που παρήχθησαν με τη μέθοδο μαλακής κοπής.⁴⁷⁻⁵¹

Η ζirkονία, λόγω των ιδιοτήτων της και της αντοχής της, ενδείκνυται σε αισθητικά απαιτητικά περιστατικά και σε περιστατικά όπου τα εμφυτεύματα θα δεχθούν μεγάλες δυνάμεις. Η ζirkονία παρουσιάζει υψηλή δυσθραυστότητα, μεγάλη αντοχή στην κάμψη και παρόμοιο μέτρο ελαστικότητας με αυτό του ατσαλιού (white steel). Εκτός από τη μεγάλη αντοχή της, η ζirkονία παρουσιάζει εξαιρετική βιοσυμβατότητα. Τα αποτελέσματα πληθώρας ερευνών, έδειξαν ότι τα στηρίγματα ζirkονίας συνέβαλλαν στη διατήρηση της ποιότητας και της ποσότητας των μαλακών ιστών και του οστού, καθώς και στην ελάττωση των βακτηριδίων, της εναπόθεσης πλάκας και της φλεγμονής των μαλακών ιστών.^{43,44}

2.2.4 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΜΕ ΤΗ ΜΕΘΟΔΟ ΚΟΠΗΣ (MILLING) ΚΑΙ ΘΕΡΜΟΣΥΜΠΙΕΣΗΣ (PRESSING) ΔΙΠΥΡΗΤΙΚΟΥ ΛΙΘΙΟΥ

Το διπυριτικό λίθιο ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) είναι ένα υαλοκεραμικό υλικό το οποίο χρησιμοποιείται για την κατασκευή ακίνητων προσθετικών αποκαταστάσεων. Οι φυσικομηχανικές του ιδιότητες, όπως είναι η φωτοδιαπερατότητα και η ικανότητα χρωματισμού για την απόδοση του χρώματος των δοντιών, το καθιστούν εξαιρετική επιλογή για αισθητικά απαιτητικά περιστατικά, ιδίως στην πρόσθια αισθητική ζώνη. Η μειωμένη αντοχή του όμως, η οποία κυμαίνεται μεταξύ 350–450MPa ανάλογα με τη μέθοδο παρασκευής, το περιορίζει στη χρήση του. Γι' αυτό, συνίσταται η κατασκευή μονήρων ή έως και τριών μονάδων ακίνητων προσθετικών αποκαταστάσεων. Το διπυριτικό λίθιο χρησιμοποιείται και για την κατασκευή εξατομικευμένων στηριγμάτων για την κατασκευή μονήρων συγκολληκοχλιούμενων αποκαταστάσεων. Η κατασκευή αυτών των στηριγμάτων γίνεται με δύο μεθόδους:

- 1) τη μέθοδο κοπής (milling)

2) τη μέθοδο θερμοσυμπίεσης (pressing)

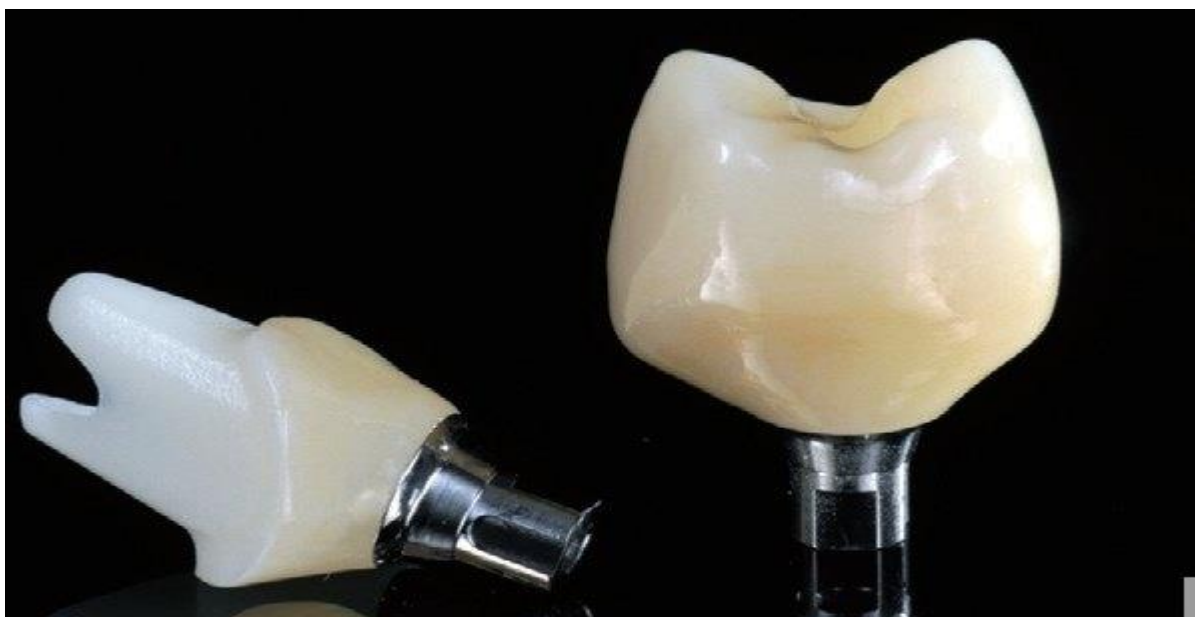
Με τη μέθοδο κοπής, ένα μπλοκ μετα-πυριτικού λιθίου κόβεται στο καθορισμένο σχήμα με βάση το σχεδιασμό που έχει προηγηθεί από το σχεδιαστικό πρόγραμμα από ένα σύστημα CAD/CAM (Εικ. 30). Στη συνέχεια, ακολουθεί η πυροσυσσωμάτωση του στηρίγματος σε ειδικό φούρνο και η μετατροπή του σε διπυριτικό λίθιο όπου το τελικό προϊόν παρουσιάζει αντοχή στην κάμψη της τάξης των 360MPa. Τέλος, γίνεται η συγκόλληση στο εργαστήριο πάνω στο δακτύλιο τιτανίου (Εικ. 31).

Με τη μέθοδο της θερμοσυμπίεσης υπάρχουν δύο δυνατότητες: είτε ο σχεδιασμός ψηφιακά του στηρίγματος και στη συνέχεια η εκτύπωσή του με χυτεύσιμη ρητίνη είτε η συμβατική μέθοδος κερώματος ενός κέρινου προπλάσματος. Μετέπειτα, ακολουθεί η επένδυση του προπλάσματος σε ειδικό πυρόχωμα, αποκήρωση-εξαέρωση και η θερμοσυμπίεση του ρευστοποιημένου υαλοκεραμικού υλικού σε ειδικούς φούρνους πορσελάνης που έχουν τη δυνατότητα αυτή (press). Μετά το τέλος της θερμοσυμπίεσης, ακολουθεί η απελευθέρωση του στηρίγματος από το πυρόχωμα και οι τελικές κατεργασίες (Εικ.32).

Στη μέθοδο θερμοσυμπίεσης η αντοχή στην κάμψη του τελικού προϊόντος είναι στα 450MPa. ⁵²⁻⁵⁴



Εικ. 30 Μπλοκ μετα-πυριτικού λιθίου πριν και μετά την κοπή για την κατασκευή στηρίγματος της εταιρίας Ivoclar. ⁵²



Εικ. 31 Στήριγμα διπυριτικού μετά την πυροσυσσωμάτωση με την τεχνολογία CAD/CAM. ⁵²



Εικ. 32 Θερμοσυμπιεζόμενο συγκολλοκοχλιούμενο στήριγμα διπυριτικού λιθίου. ⁵²

2.2.5 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΜΕ ΤΗ ΜΕΘΟΔΟ ΚΟΠΗΣ (MILLING) ΠΟΛΥ-ΕΘΥΡ-ΕΘΥΡ-ΚΕΤΟΝΗΣ (ΡΕΕΚ)

Το ΡΕΕΚ είναι ένα πολυαρωματικό, ημικρυσταλλικό, θερμοπλαστικό πολυμερές που χρησιμοποιήθηκε αρχικά ως βιομηχανικό υλικό και παρουσιάστηκε στην αγορά από την εταιρία victrix PLC. Εκτός όμως της βιομηχανικής χρήσης, το ΡΕΕΚ χρησιμοποιείται και στην ιατρική λόγω των εξαιρετικών ιδιοτήτων του. Πιο συγκεκριμένα, το ΡΕΕΚ παρουσιάζει εξαιρετικές χημικές και μηχανικές ιδιότητες, τις οποίες διατηρεί σε πολύ υψηλές θερμοκρασίες και γι' αυτό η κατεργασία εμφυτευματικών τμημάτων καθίσταται πιο εύκολη. Τα τμήματα που είναι κατασκευασμένα από ΡΕΕΚ μπορούν εύκολα να αποστειρωθούν με τη χρήση θερμότητας, χωρίς να αλλάζουν οι ιδιότητές τους. Επίσης, το ΡΕΕΚ παρουσιάζει μεγάλη αντοχή στη φθορά και τη διάβρωση και είναι αδρανές. Η

ιδιότητα του PEEK να μην απελευθερώνει ιόντα, να μην παράγει υποπαράγωγα και να μην διαβρώνεται ή αλλοιώνεται, το καθιστά ως ένα καλό εναλλακτικό βιοϋλικό αντί των μετάλλων για την κατασκευή εμφυτευμάτων και επιεμφυτευματικών στηριγμάτων, ειδικά σε ασθενείς που παρουσιάζουν αλλεργία στο τιτάνιο. Επιπλέον το PEEK, διαθέτει μεγάλη αντοχή και μέτρο ελαστικότητας παρόμοιο με τα ανθρώπινα οστά (18Gra σε σύγκριση με 14Gra των ανθρώπινων οστών) το οποίο έχει σαν αποτέλεσμα την πιο ομοιογενή κατανομή των δυνάμεων στους παρακείμενους ιστούς, προστατεύοντας τους και μειώνοντας την απορρόφηση του οστού. Το χρώμα του PEEK είναι μπεζ με μια μικρή απόχρωση του γκρι, δεν έχει δηλαδή το μεταλλικό χρώμα του τιτανίου. Η απόχρωσή του αυτή, το καθιστά μια πολύ καλή εναλλακτική σε περιστατικά όπου υπάρχει λεπτός βιότυπος των ούλων και υποχώρηση του βλεννογόνου και έχει δημιουργηθεί αισθητικό πρόβλημα, που εντείνεται ακόμα περισσότερο, στις περιπτώσεις με ουλικό χαμόγελο. Οι ιδιότητες του αυτές καθιστούν το PEEK ως υλικό επιλογής για την κατασκευή εξατομικευμένων επιεμφυτευματικών στηριγμάτων. Η χρήση του, όμως, σαν τελικό επιεμφυτευματικό στήριγμα περιορίζεται, λόγω της μικρότερης αντοχής στη θραύση. Οι τρόποι κατεργασίας του PEEK γίνονται είτε με τη μέθοδο θερμοσυμπίεσης με τη χρήση ειδικών συσκευών και εγκλείστρων, είτε με τη μέθοδο CAD/CAM η οποία χρησιμοποιείται κυρίως για την παραγωγή των εξατομικευμένων στηριγμάτων (Εικ.33-34).^{26, 55-57}



Εικ. 33 Πλάκα κοπής από υλικό PEEK. ²⁶



Εικ. 34 Εξατομικευμένα στηρίγματα από ΡΕΕΚ κατασκευασμένα με τη μέθοδο CAD/CAM.
26

2.2.6 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΜΕ ΤΗ ΜΕΘΟΔΟ ΤΡΙΣΔΙΑΣΤΑΤΗΣ ΕΚΤΥΠΩΣΗΣ ΣΕ ΡΗΤΙΝΗ ΚΑΙ ΣΥΜΒΑΤΙΚΗ ΧΥΤΕΥΣΗ.

Με τη χρήση μιας συσκευής τρισδιάστατης εκτύπωσης ρητίνης και ενός σχεδιαστικού προγράμματος δίνεται η δυνατότητα στον οδοντικό τεχνολόγο να αντικαταστήσει το στάδιο του συμβατικού κερώματος για την κατασκευή ενός εξατομικευμένου στηρίγματος. Η διαδικασία που ακολουθεί ο οδοντικός τεχνολόγος είναι ακριβώς η ίδια με τη σχεδίαση ενός στηρίγματος με οποιαδήποτε άλλη μέθοδο παραγωγής που ακολουθεί ένα ψηφιακό πρωτόκολλο εργασίας. Το αρχείο stl στη συνέχεια στέλνεται στο τρισδιάστατο εκτυπωτή (sla – dlp -lcd) και γίνεται η εκτύπωση με τη χρήση μιας χυτεύσιμης ρητίνης.

Σημαντικό ρόλο όμως στην ακρίβεια του εκτυπωμένου ρητινώδους προπλάσματος είναι οι εξής παράγοντες:

1. Η κλίση της αποκατάστασης στην πλατφόρμα εκτύπωσης
2. Η επιλογή των σωστών δομών υποστήριξης
3. Το πάχος της στρώσης εκτύπωσης (layer thickness)
4. Το είδος της ρητίνης
5. Ο σωστός καθαρισμός και πολυμερισμός μετά την εκτύπωση και αφαίρεση από την πλατφόρμα εκτύπωσης.

Μετά την εκτύπωση σε ρητινώδες πρόπλασμα ακολουθούν τα συμβατικά στάδια της τοποθέτησης των αγωγών χύτευσης και την επένδυση με το πυρόχρωμα και τέλος η χύτευση. Αυτή η μέθοδος αποτελεί εάν συνδυασμό ψηφιακής και αναλογικής ροής εργασίας. Τα πλεονεκτήματα αυτής της μεθόδου είναι:

1. το χαμηλότερο κόστος εξοπλισμού σε σύγκριση με τις άλλες ψηφιακές μεθόδους παραγωγής.
2. Η δυνατότητα σχεδιασμού πιο πολύπλοκων σχεδίων θεραπείας με τη βοήθεια των σχεδιαστικών προγραμμάτων.

Η μέθοδος αυτή έχει τα εξής μειονεκτήματα:

1. Περιορισμό στην επιλογή του υλικού του εξατομικευμένου στηρίγματος σε χυτεύσιμα κράματα όπως το χρωμιοκοβάλτιο
2. Ελαττώματα που εμφανίζονται κατά τη διάρκεια του χυτηρίου
3. Στάδια χειρισμού του μεταλλικού στηρίγματος που μπορεί να επηρεάσουν την τελική εφαρμογή.⁵⁸⁻⁶⁰

ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

Σκοπός αυτού του μέρους της Διπλωματικής Εργασίας είναι να παρουσιαστούν οι τεχνικές και τα υλικά που χρησιμοποιούνται για την κατασκευή των εξατομικευμένων στηριγμάτων στην προσθετική των εμφυτευμάτων και να αναλυθούν οι ιδιότητές τους. Τα υλικά που χρησιμοποιούνται για την κατασκευή των εξατομικευμένων στηριγμάτων και θα αναπτυχθούν, αναλυθούν και συγκριθούν είναι τα εξής:

- Το τιτάνιο (Ti_2O_3)
- Τα κράματα χρωμιοκοβαλτίου (Co-Cr)
- Η ζirkονία (ZrO_2)
- Το διπυριτικό λίθιο ($Li_2 Si_2O_5$)
- Η πολυ-εθερ-εθερ-κετόνη (PEEK)

Σε επίπεδο μιας Διπλωματικής Εργασίας δεν είναι δυνατόν να παρουσιαστούν και να συγκριθούν όλες οι ιδιότητες των παραπάνω υλικών. Θα πρέπει να σημειωθεί ότι τα υλικά αυτά και οι τεχνικές διαμόρφωσής τους σε εξατομικευμένα κολοβώματα είναι σχετικά πρόσφατες εξελίξεις στην προσθετική των εμφυτευμάτων. Ως αποτέλεσμα δεν έχουν μελετηθεί όλες οι ιδιότητες ή δεν έχουν μελετηθεί επαρκώς. Επομένως, οι ιδιότητες που επελέγησαν να μελετηθούν και να παρουσιαστούν είναι οι σπουδαιότερες και οι κρισιμότερες θα λέγαμε για την βιωσιμότητα των εμφυτευμάτων και της εργασίας.

Πιο συγκεκριμένα, θα αναλυθούν οι εξής ιδιότητες των υλικών:

1. Δυσθραυστότητα - Toughness
2. Βιοσυμβατότητα – Biocompatibility
3. Οριακή εφαρμογή στο επίπεδο του εμφυτεύματος – Marginal fit at implant-abutment level
4. Αισθητική – Esthetics

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1. ΔΥΣΘΡΑΥΣΤΟΤΗΤΑ

Βασικός παράγοντας για τη μακροβιότητα μιας επιεμφυτευματικής προσθετικής αποκατάστασης, είναι η αντοχή στη θραύση του υλικού κατασκευής του εξατομικευμένου στηρίγματος. Το «χρυσό κανόνα» για την αντοχή στη θραύση και την οριακή εφαρμογή στο επίπεδο του εμφυτεύματος, αποτελούν τα προκατασκευασμένα στηρίγματα τιτανίου λόγω των εξαιρετικών φυσικομηχανικών ιδιοτήτων τους αλλά και το γεγονός ότι έχουν κατασκευαστεί με βιομηχανικές προδιαγραφές. Για το λόγο αυτό, στις έρευνες που εξετάζεται η δυσθραυστότητα ενός υλικού, τα προκατασκευασμένα στηρίγματα τιτανίου χρησιμοποιούνται ως ομάδα ελέγχου για τα εξατομικευμένα στηρίγματα τιτανίου καθώς και για τα υπόλοιπα υλικά κατασκευής (όπως είναι τα κράματα χρωμιοκοβαλτίου, η ζirkονία, το διπυριτικό λίθιο και το ΡΕΕΚ).

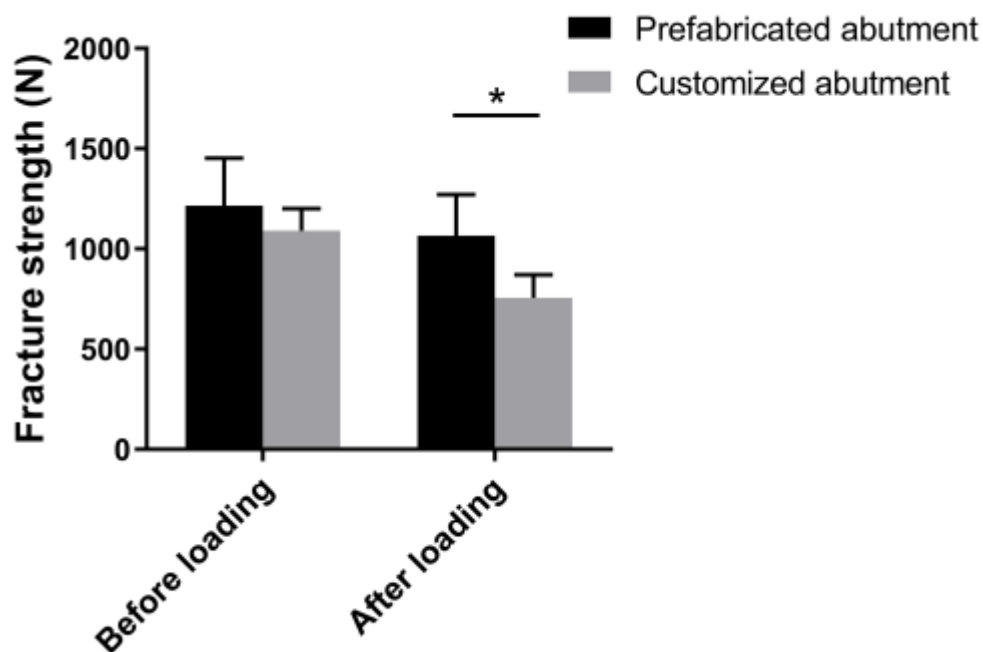
1.1 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΤΙΤΑΝΙΟΥ

Για την αντιμετώπιση των αισθητικών απαιτήσεων και των ιδιαίτερων αναγκών των ασθενών κατέστη απαραίτητη η δημιουργία υψηλής ποιότητας επιεμφυτευματικών προσθετικών αποκαταστάσεων. Η υψηλή ποιότητα δε μπορεί να επιτευχθεί αποκλειστικά με τη χρήση προκατασκευασμένων στηριγμάτων τιτανίου. Λύση σε αυτό προσέφεραν τα εξατομικευμένα στηρίγματα τιτανίου που μπορούν κατασκευαστούν με τη χρήση της τεχνολογίας CAD/CAM.⁶¹

Στη μελέτη των Ma et al.⁶², αναλύθηκε η αντοχή στη θραύση και στην κόπωση των στηριγμάτων τιτανίου. Έγινε σύγκριση προκατασκευασμένων και εξατομικευμένων στηριγμάτων, που παράχθησαν με τη μέθοδο CAD/CAM, και διαπιστώθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ τους, κατόπιν υποβολής τους σε τεστ κυκλικής κόπωσης. (σχεδιάγραμμα 1). Συγκεκριμένα, διαπιστώθηκε ότι τα προκατασκευασμένα στηρίγματα παρουσιάζουν μεγαλύτερη αντοχή στη θραύση (1091 N) σε σύγκριση με τα εξατομικευμένα (756 N). Για το λόγο αυτό, πρότειναν σε περιπτώσεις βρουξιστών, όπου οι δυνάμεις σύγκλισης ξεπερνάνε τα 860N, να προτιμώνται τα προκατασκευασμένα στηρίγματα τιτανίου. Σε συνθήκες προσομοίωσης με το στοματικό περιβάλλον, το τεστ κυκλικής κόπωσης προσομοιάζει καλύτερα τις συνθήκες λειτουργίας στο στόμα και μαζί με την αντοχή στη θραύση (δυσθραυστότητα) αποτελούν τους καλύτερους δείκτες αντοχής οδοντοπροσθετικών εργασιών.

Σε παρόμοια ευρήματα κατέληξε και η έρευνα των Yilmaz et al.⁶³, που σύγκρινε την αντοχή στη θραύση διαφορετικών στηριγμάτων τιτανίου για εμφυτεύματα εσωτερικού εξαγώνου. Σε αυτήν την έρευνα έγινε σύγκριση μεταξύ προκατασκευασμένων και εξατομικευμένων στηριγμάτων διαφορετικών εταιριών (πίνακας 2). Σαν παράγοντα θραύσης οι ερευνητές αξιολόγησαν είτε τη θραύση της βίδας συγκράτησης, είτε τη θραύση του ίδιου του στηρίγματος (πίνακας 3). Τα αποτελέσματα έδειξαν μεγαλύτερη αντοχή στη θραύση της βίδας στα προκατασκευασμένα στηρίγματα συγκριτικά με τα εξατομικευμένα, εκτός του εξατομικευμένου στηρίγματος της εταιρίας Zimmer που δεν παρουσίασε καθόλου θραύση, πάρα μόνο παραμόρφωση της βίδας συγκράτησης. Αυτό συνέβη λόγω του ότι το

εξατομικευμένο στήριγμα της εταιρίας Zimmer κατασκευάστηκε για το συγκεκριμένο τύπο εμφυτεύματος της ίδιας εταιρία με αποτέλεσμα την καλύτερη εφαρμογή εμφυτεύματος - στήριγματος.



Σχεδιάγραμμα 1. Αντοχή στη θραύση προκατασκευασμένων και εξατομικευμένων στηριγμάτων, πριν και μετά την φόρτιση ($p < 0.05$)⁶²

Abutment Name	Manufacturer	Material	Stock/Custom	Connection to Implant	Cost (\$)
Atlantis	Dentsply Implants	Titanium	Custom	Titanium	298
Inclusive Custom Implant Abutment	Glidewell Laboratories	Titanium	Custom	Titanium	188
Legacy Straight Contoured Abutment	Implant Direct	Titanium	Stock	Titanium	116
AstraTech TiDesign Abutment	AstraTech	Titanium	Stock	Titanium	288
Zimmer Patient Specific Abutment	Zimmer Dental	Titanium	Custom	Friction-fit titanium	209

Πίνακας 2 Στηρίγματα διαφορετικών εταιρειών (εξατομικευμένα ή προκατασκευασμένα)⁶³

Titanium Abutment	Mode of Fracture	Load to Fracture (N)	Average (N)
Atlantis	Screw fracture	506.62 ^A	699.32
Inclusive Custom	Screw fracture	524.09 ^{AB}	
AstraTech TiDesign	Screw fracture	661.64 ^B	
Legacy Straight Contoured	Screw fracture	1104.96 ^C	
Zimmer Zimmer Patient Specific Abutment	DNF	DNF	

Πίνακας 3 Αντοχή στη θραύση και τύπος θραύσης ⁶³

1.2 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΑΠΟ ΚΡΑΜΑΤΑ ΧΡΩΜΙΟΚΟΒΑΛΤΙΟΥ

Παρόμοια αντοχή στη θραύση με τα στηρίγματα τιτανίου παρουσιάζουν τα εξατομικευμένα στηρίγματα που έχουν κατασκευαστεί από κράματα χρωμιοκοβαλτίου (Co-Cr). Στη μελέτη των Roberto Markarian et al.⁶⁴, μετρήθηκε η φθορά στην πλατφόρμα εξαγώνου των εμφυτευμάτων μετά την τοποθέτηση και την κυκλική φόρτιση τεσσάρων διαφορετικών ομάδων εξατομικευμένων στηριγμάτων και η αντοχή των στηριγμάτων αυτών. Τα εξατομικευμένα στηρίγματα κατασκευάστηκαν με τέσσερις διαφορετικές CAD-CAM μεθόδους, οι οποίες ήταν οι εξής :

1. Κοπή και πυροσυσσωμάτωση (milling και sintering) διοξειδίου του ζirkονίου (ZrO₂) (ZO)
2. Επιλεκτική τήξη με λέιζερ κράματος χρωμιοκοβαλτίου (Co-Cr) (SLM)
3. Σκληρή κοπή (milling) πλήρως πυροσυσσωματωμένου κράματος χρωμιοκοβαλτίου (MM)
4. Μαλακή Κοπή και μετά πυροσυσσωμάτωση σκόνης χρωμιοκοβαλτίου (MA)

Στις τέσσερις αυτές ομάδες χρησιμοποιήθηκε το ίδιο αρχείο και σαν ομάδα ελέγχου χρησιμοποιήθηκαν προκατασκευασμένα στηρίγματα τιτανίου (TI).

Τα αποτελέσματα της έρευνας έδειξαν ότι η μέση \pm σταθερή απόκλιση της αντοχής στη θραύση (N) στην κάθε ομάδα ήταν:

- Για την ομάδα ZO: 1005 \pm 187 N
- Για την ομάδα SLM: 1074 \pm 123 N
- Για την ομάδα MM: 1033 \pm 109 N
- Για την ομάδα AM: 1019 \pm 149 N
- Για την ομάδα ελέγχου TI: 923 \pm 129 N

Συμπερασματικά, η έρευνα αυτή έδειξε ότι τα στηρίγματα Co-Cr κατασκευασμένα με τη χρήση CAD-CAM παρουσίασαν παρόμοια αντοχή στη θραύση με αυτή των στηριγμάτων

των κατασκευασμένων από Ti. Από τις τέσσερις ομάδες, μόνο η ομάδα ZO παρουσίασε θραύση των στηριγμάτων και η ομάδα SLM παρουσίασε αυξημένη φθορά στα στηρίγματα (πίνακας 4).

Group	Wear Sq. [Pixels]	Fracture Strength [N]
ZO	$1.1 \times 10^5 \pm 0.38 \times 10^5$ B	1005 \pm 187 A
SLM	$2.0 \times 10^5 \pm 0.29 \times 10^5$ C	1074 \pm 123 A
MM	$1.0 \times 10^5 \pm 0.38 \times 10^5$ B	1033 \pm 109 A
AM	$1.1 \times 10^5 \pm 0.27 \times 10^5$ B	1019 \pm 149 A
TI	$1.1 \times 10^5 \pm 0.33 \times 10^5$ B	923 \pm 129 A
NI	$0.51 \times 10^5 \pm 0.29 \times 10^5$ A	—

Πίνακας 4 Σχετική φθορά και αντοχή στη θραύση ανάμεσα στις ομάδες μελέτης. Μέση \pm σταθερή απόκλιση, φθορά (τετραγωνικά πίξελς) και αντοχή σε θλιπτικές δυνάμεις (N) για κάθε πειραματική ομάδα)⁶⁴

1.3 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΖΙΡΚΟΝΙΑΣ

Παρά τη γενικευμένη χρήση των στηριγμάτων τιτανίου, οι σύγχρονες αισθητικές απαιτήσεις, ιδιαίτερα στην πρόσθια περιοχή, οδήγησαν στη χρήση ολοκεραμικών στηριγμάτων για να αντιμετωπιστούν τα αισθητικά προβλήματα που προκύπταν από τη μεταλλική απόχρωση του τιτανίου. Το μειονέκτημα, όμως, με τα ολοκεραμικά στηρίγματα ήταν η ψαθυρότητα τους, αντίθετα με τα μεταλλικά στηρίγματα. Τα κύρια ολοκεραμικά υλικά που χρησιμοποιούνται για την κατασκευή εξατομικευμένων στηριγμάτων είναι η ζirkονία και το διπυριτικό λίθιο. Πληθώρα ερευνών υποστηρίζουν τη χρήση στηριγμάτων ζirkονίου λόγω της υψηλής αντοχής του υλικού στη θραύση, της καλύτερης βιοσυμβατότητας και της καλής αισθητικής. Η επιλογή εξατομικευμένων στηριγμάτων που κατασκευάστηκαν με τη χρήση της μεθόδου CAD-CAM, ιδιαίτερα στην πρόσθια αισθητική ζώνη, ανήκει στα πιο δημοφιλή σχέδια θεραπείας. Μάλιστα στη συστηματική έρευνα των Irena Sailer et al.⁶⁵, με θέμα τη συμπεριφορά των μεταλλικών και κεραμικών στηριγμάτων, διαπίστωσαν ότι τα σύγχρονα κεραμικά υλικά, όπως η ζirkονία, παρουσίασαν μεγάλο ποσοστό επιβίωσης παρόμοιο με τα στηρίγματα από κράματα μετάλλων. Η αντοχή που παρουσίασε η ζirkονία ήταν τόσο υψηλή, που θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί και για την κατασκευή στηριγμάτων στην οπίσθια ζώνη.

Στην έρευνα Foong και συν.⁶⁶ με τίτλο «Αντοχή στη θραύση των στηριγμάτων τιτανίου και ζirkονίας: Μια εργαστηριακή μελέτη» οι ερευνητές υπολόγισαν την αντοχή στη θραύση σε στηρίγματα ζirkονίας και τιτανίου αφού υποβλήθηκαν σε κυκλικές μασητικές δυνάμεις στο εργαστήριο. Σε αυτή τη μελέτη 22 δείγματα κατασκευάστηκαν που προσομοίαζαν πρόσθιες μονήρεις στεφάνες. Τα δείγματα χωρίστηκαν σε δύο ομάδες ανάλογα το είδος του στηρίγματος που τοποθετήθηκαν, τιτάνιο (ομάδα T) και ζirkονίας (ομάδα Z). Στα δείγματα

στη συνέχεια ασκήθηκαν κυκλικές μασητικές δυνάμεις μέχρι τη θραύση τους. Ο έλεγχος της θραύσης έγινε με τη χρήση ηλεκτρονικού μικροσκοπίου σάρωσης (SEM) .

Τα αποτελέσματα αυτής της έρευνας έδειξαν ότι τα στηρίγματα κατασκευασμένα από τιτάνιο παρουσίασαν θραύση στη μέση τιμή φόρτισης 270 N (με σταθερή απόκλιση 56.7) και μέσο αριθμό κύκλων 81.935 (με σταθερή απόκλιση 27.929). Ενώ η ομάδα με τα στηρίγματα ζirkονίας παρουσίασαν θραύση στη μέση τιμή φόρτισης 140 N (με σταθερή απόκλιση 24.6) και μέσο αριθμό κύκλων 26.296 (με σταθερή απόκλιση 9.200). Η διαφορά στη μέση φόρτιση και των αριθμό κύκλων ανάμεσα στις ομάδες ήταν στατιστικά σημαντική ($P < .001$). (πίνακας 5)

Στην ομάδα των στηριγμάτων τιτανίου παρουσιάστηκαν διαφορετικοί τύποι αποτυχίας του δείγματος. Ενώ στην ομάδα των στηριγμάτων ζirkονίας παρουσιάστηκε ένας τύπος αποτυχίας του δείγματος που ήταν ή θραύση στην κορυφή του στηρίγματος που αποτελούσε το πιο λεπτό σημείο, χωρίς να παρουσιάζεται βλάβη ή πλαστική παραμόρφωση στη βίδα και το εμφύτευμα. (πίνακας 6) (Εικ. 34)

Μέσα από τους περιορισμούς αυτής της μελέτης οι ερευνητές κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι τα μονό-τμηματικά (1 piece) στηρίγματα ζirkονίας παρουσιάζουν πολύ χαμηλότερη αντοχή στη θραύση από τα στηρίγματα τιτανίου.⁶⁶

Στην έρευνα των Jong Il Park et al.⁶⁷, έγινε σύγκριση μεταξύ των προκατασκευασμένων στηριγμάτων ζirkονίου και των εξατομικευμένων στηριγμάτων ζirkονίου, όσον αφορά την αντοχή στη θραύση και την εφαρμογή σε ένωση εμφυτεύματος με εσωτερικό εξάγωνο. Διαπιστώθηκε ότι και οι δύο κατηγορίες στηριγμάτων παρουσίαζαν μεγαλύτερη αντοχή στη θραύση από τις μασητικές δυνάμεις. Τα εξατομικευμένα στηρίγματα ζirkονίου είχαν μεγαλύτερη αντοχή στη θραύση σε σχέση με τα προκατασκευασμένα, αλλά υστερούσαν στην εσωτερική εφαρμογή με το εμφύτευμα.

Ο σχεδιασμός των ολοκεραμικών στηριγμάτων παίζει πολύ σημαντικό ρόλο στην αντοχή της κατασκευής. Μελέτες έχουν δείξει ότι η χρήση μιας βάσης τιτανίου παρέχει καλύτερη εφαρμογή με το εμφύτευμα, μεγαλύτερη υποστήριξη στα ψαθυρά ολοκεραμικά υλικά, όπως η ζirkονία και το διπυριτικό λίθιο, και ταυτόχρονα αυξάνει την αντοχή στη θραύση.⁶⁸⁻⁷²

Στη μελέτη των Elsayed et al⁷⁰ μελετήθηκε η αντοχή στη θραύση πέντε τύπων επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων με τη χρήση τιτανίου, ζirkονίας και διπυριτικού λιθίου ύστερα από μακροχρόνια έκθεση σε φόρτιση κόπωσης. (Εικ 35) Οι πέντε τύποι των επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων ήταν οι εξής:

1. Στηρίγματα κατασκευασμένα από τιτάνιο (Ti)
2. Στηρίγματα κατασκευασμένα από ζirkονία χωρίς βάση τιτανίου (Zr)
3. Στηρίγματα κατασκευασμένα από ζirkονία με βάση τιτανίου (ZrT)
4. Στηρίγματα κατασκευασμένα από διπυριτικό λίθιο (LaT)
5. Συγκολληκοχλιούμενη στεφάνη-στήριγμα διπυριτικού λιθίου με βάση τιτανίου (LcT)

Όλες οι ομάδες επιβίωσαν 1.200.000 κύκλους κυκλικής φόρτισης σε προσομοίωση μάσησης. Στην ομάδα στηριγμάτων κατασκευασμένα από ζirkονία χωρίς βάση τιτανίου 3

δείγματα απέτυχαν σε 185.000,230.000 και 310.000 κύκλους φόρτισης αντίστοιχα. Το είδος της θραύσης ήταν ίδιο και στα 3 δείγματα και παρουσιάστηκε ως θραύση του στηρίγματος ζirkονίας στην περιοχή της ένωσης στηρίγματος και εμφυτεύματος λίγο παραπάνω από το χείλος του εμφυτεύματος.

Η μέση τιμή θραύσης για την ομάδα Zr ήταν 198 N. Για τις ομάδες Ti, ZrT, LaT και LcT που φέραν βάση τιτανίου τα δείγματα τους παρουσίασαν υψηλή αντοχή στη θραύση (>900N για κάποια δείγματα). Όταν γινόταν χρήση βάσης τιτανίου, τα στηρίγματα ζirkονίου μπορούσαν να αντέξουν δυνάμεις μέχρι 944N χωρίς να παρουσιάσουν θραύση.

Σε αυτή τη μελέτη, επιβεβαιώθηκε η χρήση των στηριγμάτων ζirkονίου ως μια σωστή επιλογή σε μονήρεις πρόσθιες αποκαταστάσεις. Το ίδιο αποτέλεσμα υποστηρίζουν και πολλές ακόμα μελέτες.^{73,74}

Επίσης, παρατηρήθηκε ότι οι συγκολλοκοχλιούμενες αποκαταστάσεις ζirkονίου με βάση τιτανίου είχαν μεγαλύτερη αντοχή στη θραύση από τα στηρίγματα που ήταν κατασκευασμένα εξολοκλήρου από ζirkονία. Πιο συγκεκριμένα, όλες οι ομάδες που είχαν βάση τιτανίου (Ti, ZrT, LaT και LcT) παρουσίασαν αντοχή ακόμα και σε δυνάμεις ανάλογες των βρουξιστών ασθενών, ενώ τα στηρίγματα ζirkονίου χωρίς βάση τιτανίου(Zr) παρουσίασαν θραύση στο κοπτικό τμήμα του στηρίγματος ή λίγο πιο πάνω από το επίπεδο της εσωτερικής ένωσης του στηρίγματος με το εμφύτευμα.⁷⁰

TABLE I. Number of cycles before failure and maximum load before failure

Titanium Abutments			Zirconia Abutments		
Specimen No.	Total Cycles Before Failure	Max Load Before Failure (N)	Specimen No.	Total Cycles Before Failure	Max Load Before Failure (N)
1	66 808	230.0	2	46 664	188.0*
4	25 850	160.0*	3	27 200	164.0*
5	46 291	200.0	7	26 061	147.5*
6	73 213	250.0	10	5568	89.3*
8	113 086	361.0	12	26 029	140.0*
9	88 118	284.0*	14	26 026	130.0*
11	108 030	306.0	17	26 087	151.0*
13	89 400	270.0*	18	25 950	125.0*
15	102 287	290.0*	19	26 916	131.0*
16	94 354	300.0	21	26 020	136.2*
20	93 848	315.0	22	26 734	135.3*
Mean	81 935	269.6		26 296	139.8
SD	27 929	56.7		9200	24.6

* Specimen fractured while increasing load.

Πίνακας 5 Αριθμός κύκλων πριν την αποτυχία και ο μέγιστο φορτίο πριν τη θραύση⁶⁶

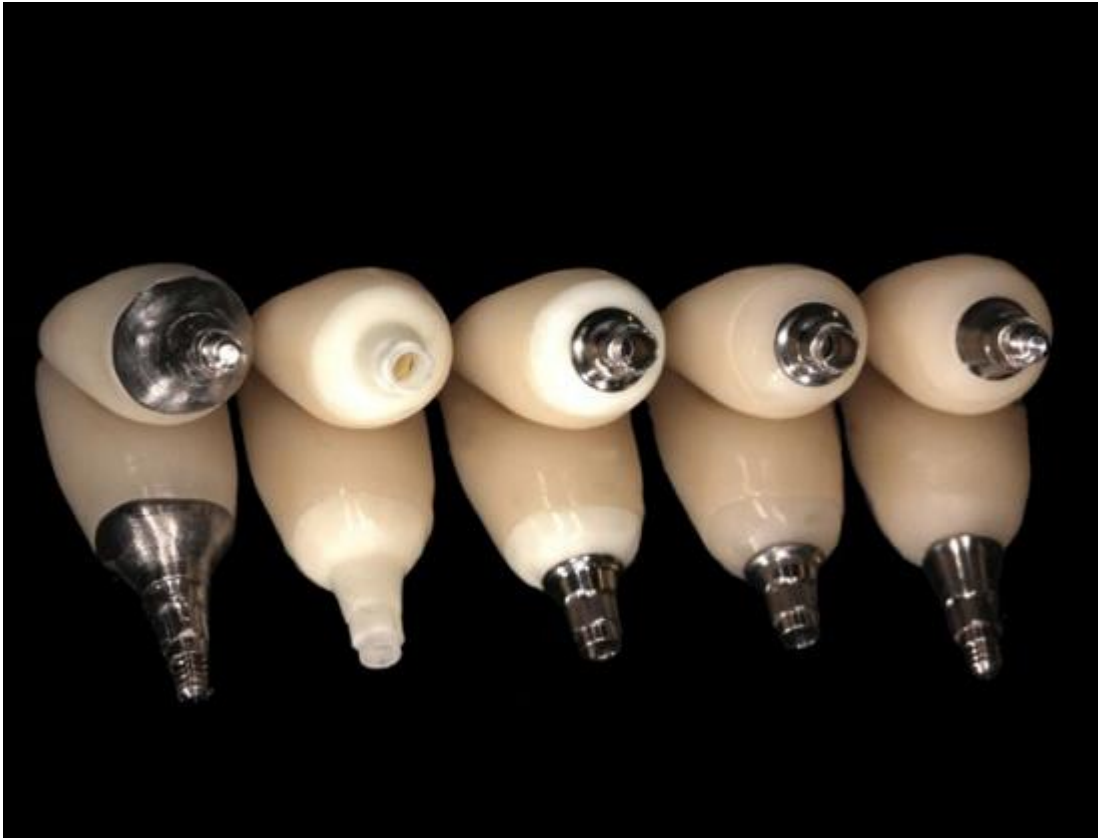
TABLE II. Location of failure of specimens

Group	Total Number of Abutments	Location of Failure				
		Abutment Fracture	Abutment Screw Fracture	Abutment Deformation	Abutment Screw Deformation	Implant Deformation
Titanium	11	0	10	11	11	11
Zirconia	11	11	0	0	2	1

Πίνακας 6 Περιοχές αποτυχίας των δειγμάτων ⁶⁶



Εικ. 34 Τυπικό κάταγμα στηρίγματος ζirkονίας που διαδίδεται από την υπερώια πλευρά του εξαγώνου (το πιο λεπτό σημείο του στηρίγματος) ⁶⁶



Εικ. 35 Οι 5 διαφορετικοί τύποι αποκαταστάσεων που χρησιμοποιήθηκαν στην έρευνα.⁷⁰

1.4 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΑΠΟ ΔΙΠΥΡΙΤΙΚΟ ΛΙΘΙΟ

Το διπυριτικό λίθιο αποτελεί μια εναλλακτική επιλογή πέρα του ζirkονίου για την κατασκευή εξατομικευμένων αισθητικών στηριγμάτων. Με το διπυριτικό λίθιο δίνεται η δυνατότητα κατασκευής ενός συγκολλοκοχλιούμενου εξατομικευμένου στηρίγματος ή μίας συγκολλοκοχλιούμενης στεφάνης-στήριγμα. Και στις δύο περιπτώσεις η κατασκευή θα συγκολληθεί σε μια προκατασκευασμένη βάση τιτανίου. Η παραγωγή των συγκολλοκοχλιούμενων στηριγμάτων μπορεί να γίνει με τις εξής μεθόδους:

1. Κατασκευή κέρινου προπλάσματος και ύστερα θερμοσυμπίεση
2. Την κοπή ειδικών μπλοκ διπυριτικού λιθίου που φέρουν σπή για τη βίδα που θα εκτροχιστούν με τη χρήση μιας συσκευής CAD/CAM και τέλος την κρυσταλλοποίηση τους σε φούρνο.⁵²

Οι Roberts et al.⁷⁵ στην έρευνα με τίτλο «Η αντοχή στη θραύση επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων κατασκευασμένων από διπυριτικό λίθιο και ζirkόνιο σε βάσεις τιτανίου» αξιολόγησαν την αντοχή στη θραύση του διπυριτικού λιθίου ως υλικό κατασκευής στηριγμάτων.

Σε αυτή την έρευνα τέσσερις ομάδες στηριγμάτων (n=10) με στεφάνες κατασκευάστηκαν με τη μέθοδο CAD/CAM. Οι ομάδες ήταν οι εξής:

1. Μονολιθικές συγκολλοκοχλιούμενες στεφάνες-στήριγμα ενός τμήματος κατασκευασμένες από διπυριτικό λίθιο
2. Συγκολλοκοχλιούμενα στηρίγματα κατασκευασμένα από διπυριτικό λίθιο με στεφάνες διπυριτικού λιθίου που φέραν οπή για την κοχλία (τεχνική “screwmentable”)
3. Συγκολλοκοχλιούμενα στηρίγματα κατασκευασμένα από διπυριτικό λίθιο με τοποθετημένες στεφάνες διπυριτικού λιθίου
4. Συγκολλοκοχλιούμενα στηρίγματα ζirkονίου με στεφάνες διπυριτικού λιθίου ως ομάδα ελέγχου.

Αυτές οι ομάδες υποβλήθηκαν μέσω μιας συσκευής ελέγχου υλικών σε κυκλική μηχανική και θερμική φόρτιση (thermocycling) μέχρι να παρουσιάσουν θραύση.

Τα αποτελέσματα αυτής της έρευνας έδειξαν ότι υπήρχε στατιστικά σημαντική διαφορά στο μέγιστο φορτίο θραύσης ανάμεσα στις ομάδες ($p < 0.001$). Η ομάδα των συγκολλοκοχλιούμενων στεφανών-στηριγμάτων από διπυριτικό λίθιο παρουσίασε μεγαλύτερη αντοχή στη θραύση σε σύγκριση με τις υπόλοιπες ομάδες. Η διαφορά στην αντοχή στη θραύση των υπόλοιπων ομάδων δεν ήταν στατιστικά σημαντική ($p > 0.05$).

Την μεγαλύτερη αντοχή σε φορτίο θραύσης παρουσίασε η ομάδα των συγκολλοκοχλιούμενων στεφανών-στηριγμάτων από διπυριτικό λίθιο (4714.7 ± 594.5 N). Τη μικρότερη αντοχή σε φορτίο θραύσης παρουσίασε η ομάδα των συγκολλοκοχλιούμενων στηριγμάτων κατασκευασμένα από διπυριτικό λίθιο με στεφάνες διπυριτικού λιθίου που φέραν οπή για την βίδα (τεχνική “screwmentable”) (2892.3 ± 451.8 N). (σχεδιάγραμμα 2)

Σύμφωνα με αυτά τα αποτελέσματα και με βάση τους περιορισμούς της έρευνας οι ερευνητές κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι με βάση την αντοχή στη θραύση το διπυριτικό λίθιο μπορεί να χρησιμοποιηθεί σαν εναλλακτικό υλικό αντί της ζirkονίας για την κατασκευή αισθητικών στηριγμάτων. Επίσης η ομάδα ομάδα των συγκολλοκοχλιούμενων στεφανών-στηριγμάτων από διπυριτικό λίθιο παρουσίασε μεγαλύτερη αντοχή στη θραύση. Οι ερευνητές βέβαια προτείνουν περεταίρω κλινικές και εργαστηριακές έρευνες.⁷⁵

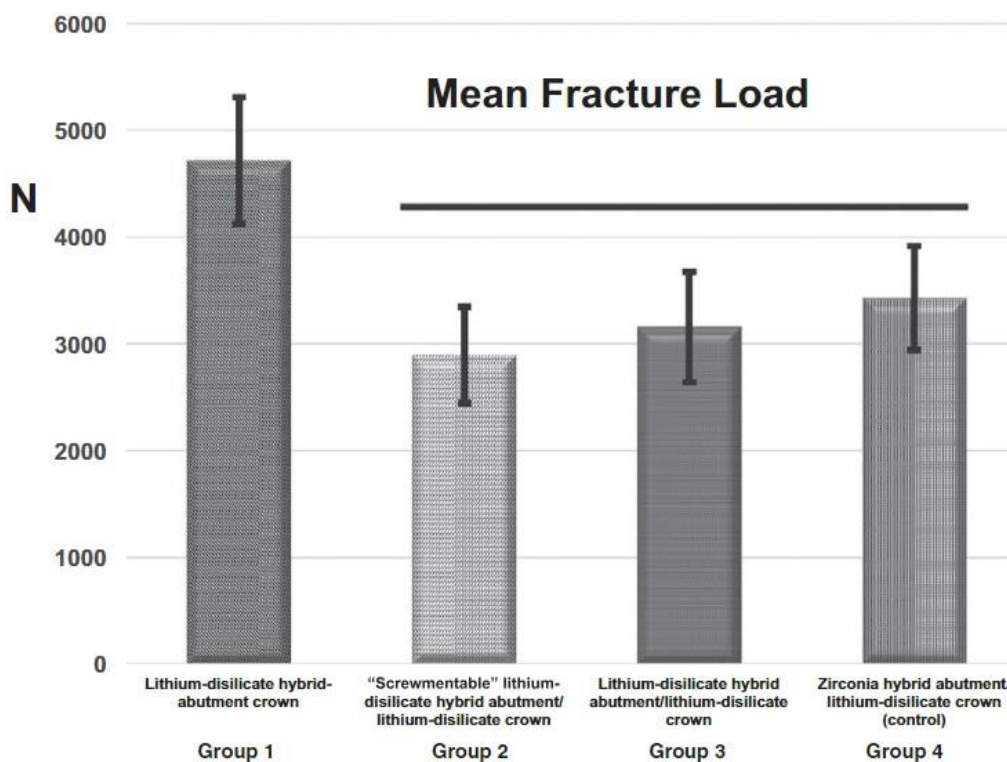
Στη μελέτη των Elsayed et al.⁷⁰, μελετήθηκε η αντοχή στη θραύση πέντε τύπων επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων με τη χρήση τιτανίου, ζirkονίας και διπυριτικού λιθίου ύστερα από μακροχρόνια έκθεση σε φόρτιση κόπωσης (Εικ 35). Οι πέντε τύποι των επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων ήταν οι εξής:

1. Στηρίγματα κατασκευασμένα από τιτάνιο (Ti)
2. Στηρίγματα κατασκευασμένα από ζirkονία χωρίς βάση τιτανίου (Zr)
3. Στηρίγματα κατασκευασμένα από ζirkονία με βάση τιτανίου (ZrT)
4. Στηρίγματα κατασκευασμένα από διπυριτικό λίθιο (LaT)
5. Συγκολλοκοχλιούμενη στεφάνη-στήριγμα διπυριτικού λιθίου με βάση τιτανίου (LcT)

Τα αποτελέσματα αυτής της μελέτης όσο αναφορά τα στηρίγματα διπυριτικού λιθίου παρουσίασαν αντοχή στη θραύση και άντεξαν μέσες δυνάμεις μέχρι 970 N για την ομάδα LaT και 980 LcT

Η μελέτη αυτή έδειξε ότι τα στηρίγματα τα κατασκευασμένα από διπυριτικό λίθιο με βάση τιτανίου και οι συγκολλοκοχλιούμενες στεφάνες-στηρίγματα διπυριτικού λιθίου με βάση τιτανίου παρουσιάζουν υποσχόμενη αντοχή μετά από μακροχρόνια φόρτιση.⁷⁰

Η μελέτη των Spitznagel et al.⁷⁶ ανέλυσε την εφαρμογή του τύπου συγκράτησης (κοχλιούμενης συγκρινόμενη με συγκολλούμενη) και την αντοχή στη θραύση επιεμφυτευματικών μονήρων μονολιθικών στεφανών κατασκευασμένων από διπυριτικό λίθιο. Οι ερευνητές κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι οι συγκολλοκοχλιούμενες στεφάνες σε βάση τιτανίου ή σε εξατομικευμένο ολοκεραμικό στήριγμα παρουσίασαν αντοχή στις δυνάμεις μάσησης σε συνθήκες προσομοίωσης στόματος, ανεξάρτητα από τη μέθοδο κατασκευής (κοπής ή θερμοσυμπίεσης) σε περίοδο πέντε ετών. Παρόλα αυτά, σημαντική μείωση στην αντοχή στη θραύση παρουσιάστηκε σε στεφάνες που συγκολλήθηκαν σε εξατομικευμένο ολοκεραμικό στήριγμα μετά την κόπωση. Γι' αυτόν το λόγο, οι ερευνητές πρότειναν περαιτέρω εργαστηριακή διερεύνηση.⁷⁶



Σχεδιάγραμμα 2 Φορτίο θραύσης στις διάφορες ομάδες. Οι ομάδες με την οριζόντια γραμμή δεν παρουσιάζουν στατιστικά σημαντική διαφορά ($p > 0.05$).⁷⁵

1.5 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΑΠΟ ΡΕΕΚ

Εκτός από τα ολοκεραμικά υλικά για την κατασκευή εξατομικευμένων στηριγμάτων για αισθητικούς λογούς, άρχισε να χρησιμοποιείται ένα νέο υλικό, η πολυεθερεθερκετόνη (ΡΕΕΚ) και πιο συγκεκριμένα το ΡΕΕΚ ενισχυμένο 20% με κεραμικά πρόσθετα.

Στη μελέτη των Saadet et al.⁷⁷ έγινε σύγκριση της αντοχής στη θραύση στηριγμάτων τιτανίου, ζirkονίας και ενισχυμένου με κεραμικά ΡΕΕΚ, στα οποία τοποθετήθηκαν μονολιθικές στεφάνες διπυριτικού λιθίου. (Εικ. 36) Η εργαστηριακή έρευνα έγινε με δυναμική φόρτιση και κυκλικά θερμική γήρανση των υλικών. Οι ομάδες των στηριγμάτων που ελέγχθηκαν ήταν οι παρακάτω:

1. Στηρίγματα τιτανίου (SKY implant Bredent, Germany) (Ti)
2. Στηρίγματα ζirkονίας (SKY implant Bredent, Germany) (Zr)
3. Στηρίγματα κεραμικά ενισχυμένου ΡΕΕΚ (BioHPP, SKY implant Bredent, Germany) (RΡΕΕΚ)

Όλα τα στηρίγματα τοποθετήθηκαν πάνω σε προκατασκευασμένες βάσεις τιτανίου.

Τα αποτελέσματα της μελέτης έδειξαν ότι η μέση τιμή και η σταθερή απόκλιση της αντοχής στη θραύση (N) για κάθε ομάδα ήταν:

- Για τα στηρίγματα τιτανίου: $787.80 \pm 120.9N$ (Ti)
- Για τα στηρίγματα ζirkονίου: $623.93 \pm 97.04N$ (Zr)
- Για τα στηρίγματα κεραμικά ενισχυμένου ΡΕΕΚ: $602.93 \pm 121 N$ (RΡΕΕΚ)

Τα στηρίγματα τιτανίου παρουσίασαν τη μεγαλύτερη αντοχή στη θραύση. Τα στηρίγματα ζirkονίου και κεραμικά ενισχυμένου ΡΕΕΚ με βάση τιτανίου παρουσίασαν παρόμοια αντοχή στη θραύση ($p=0.001$). (πίνακας 7) Τα στηρίγματα κεραμικά ενισχυμένου ΡΕΕΚ είχαν την ικανότητα να αντέχουν στις μέγιστες συγκλεισιακές δυνάμεις μάσησης στην πρόσθια ζώνη. Οι ερευνητές, όμως, πρότειναν περαιτέρω εργαστηριακή και κλινική έρευνα για να διαπιστωθεί ότι το ΡΕΕΚ αποτελεί μια ασφαλή εναλλακτική επιλογή στην πρόσθια ζώνη.⁷⁷

Στη συστηματική μελέτη των Favasuli et al.⁷⁸ με τίτλο “Εργαστηριακή αντοχή στη θραύση των συγκολλοκοχλιούμενων στηριγμάτων για στοματική αποκατάσταση: Μια συστηματική μελέτη” εξετάστηκε η αντοχή των συγκολλοκοχλιούμενων επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων τριών βασικών υλικών: της ζirkονίας, του διπυριτικού λιθίου και του ΡΕΕΚ.

Οι τύποι των συγκολλοκοχλιούμενων αποκαταστάσεων ήταν οι εξής:

- Μια συγκολλοκοχλιούμενη στεφάνη, όπου το στήριγμα και η στεφάνη κατασκευάστηκαν σαν ένα τμήμα, συγκολλήθηκαν πάνω σε μια βάση τιτανίου και τέλος κοχλιώθηκαν στο εμφύτευμα (συγκολλοκοχλιούμενη αποκατάσταση ενός τμήματος)

- Ένα συγκολλοκοχλιούμενο στήριγμα με μια ξεχωριστή στεφάνη, όπου πρώτα το στήριγμα συγκολλήθηκε στη βάση τιτανίου και κοχλιώθηκε στο εμφύτευμα και στο τέλος ακολούθησε η συγκόλληση της κεραμικής στεφάνης στο στήριγμα. (συγκολλοκοχλιούμενη αποκατάσταση δύο τμημάτων)

Σε αυτή τη συστηματική μελέτη, μετά τα κριτήρια αποκλεισμού, χρησιμοποιήθηκαν 33 μελέτες. Οι περισσότεροι συγγραφείς αυτών των μελετών κατέληξαν στο ότι τα συγκολλοκοχλιούμενα στήριγματα ζirkονίας παρουσίασαν τη μεγαλύτερη αντοχή στη θραύση. Κάποιοι άλλοι συγγραφείς, όπως ο Elsayed et al.⁷⁰ και ο Roberts et al.⁷⁵, ανέφεραν ότι το διπυριτικό λίθιο παρουσιάζει μεγαλύτερη αντοχή στη θραύση και μπορεί να αποτελέσει μια εναλλακτική επιλογή αντί της ζirkονίας για την κατασκευή συγκολλοκοχλιούμενων στήριγμάτων, ιδιαίτερα στην πρόσθια αισθητική ζώνη. Επιπλέον κάποιες έρευνες υποστηρίζουν την καλύτερη αντοχή στη θραύση των συγκολλοκοχλιούμενων αποκαταστάσεων δύο τμημάτων, λόγω της πιο ισορροπημένης κατανομής των δυνάμεων.⁷⁸



Εικ. 36 Στήριγματα τιτανίου, στήριγματα ζirkονίας και στήριγματα κεραμικά ενισχυμένου ΡΕΕΚ⁷⁷

Group	Mean	SD	Minimum	Maximum
Ti	787.8 ^a	120.95	546	943.67
Zr	623.93 ^b	97.44	446.45	761.12
RPEEK	602.93 ^b	121.03	418.65	770.1

Πίνακας 7 αντοχή στη θραύση ανάμεσα στις ομάδες μελέτης⁷⁷

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2. ΒΙΟΣΥΜΒΑΤΟΤΗΤΑ

Η βιοσυμβατότητα των εξατομικευμένων στηριγμάτων αποτελεί πρωτεύον συστατικό για τη μακροβιότητα και την επιτυχία μιας επιεμφυτευματικής αποκατάστασης. Τα βασικά βιοσυμβατά υλικά κατασκευής των επιεμφυτευματικών στηριγμάτων που επικράτησαν είναι τα κράματα μετάλλων, τα ολοκεραμικά και τα πολυμερή. Πολλοί παράγοντες είναι απαραίτητοι για την επίτευξη της βιοσυμβατότητας αυτών των υλικών. Σε ερευνητικό επίπεδο, υπάρχουν επίσης πολλοί παράμετροι που ελέγχονται ως δείκτες βιοσυμβατότητας όπως:

- Απώλεια οστού γύρω από τον αυχένα των εμφυτευμάτων
- Η αποδέσμευση ιόντων μετάλλου
- Η απάντηση των ανθρώπινων ινοβλαστών του βλενογόνου (human gingival fibroblasts - HGFB) και των ανθρώπινων κερατινοκυττάρων του βλενογόνου (human gingival keratinocytes - HGKC) στην αλληλεπίδραση τους με την επιφάνεια των εξατομικευμένων στηριγμάτων
- Η ανταπόκριση των οστεοβλαστών (human osteoblasts – HOB)
- Η ανάπτυξη ή όχι βιοφίλμ στην επιφάνεια του στηρίγματος
- Ο σωστός σχεδιασμός των εξατομικευμένων στηριγμάτων για την εύκολη απομάκρυνση του συγκολλητικού παράγοντα μεταξύ στηρίγματος-στεφάνης
- Ο σωστός χειρισμός της επιφανειακής διαμόρφωσης και επικάλυψης των επιεμφυτευματικών στηριγμάτων

Έτσι ανάλογα με την ερευνητική προσέγγιση, υπάρχουν ανάλογα αποτελέσματα που αφορούν την βιοσυμβατότητα. Γενικότερα για τη σύγκριση εξατομικευμένων στηριγμάτων σε σχέση με τα προκατασκευασμένα, μερικές μελέτες παρατίθενται παρακάτω.

Η συστηματική έρευνα των Long et al.⁷⁹ έδειξε ότι τα εξατομικευμένα στηρίγματα κατασκευασμένα με τη τεχνική CAD/CAM παρουσίασαν παρόμοια ή και καλύτερα αποτελέσματα από τα προκατασκευασμένα στηρίγματα σε σχέση με το οριακό επίπεδο του οστού (Marginal bone level).

Αντίθετα στη συστηματική έρευνα των Amir Rae et al.⁸⁰ με τίτλο «Σύγκριση των περιεμφυτευματικών κλινικών αποτελεσμάτων των ψηφιακά εξατομικευμένων και προκατασκευασμένων στηριγμάτων: Μια συστηματική έρευνα και μετα-ανάλυση» δεν διαπιστώθηκε τα εξατομικευμένα στηρίγματα να υπερτερούν των προκατασκευασμένων όσον αφορά στα κλινικά αποτελέσματα σχετικά με την απώλεια οστού ή τη δημιουργία φλεγμονής γύρω από το εμφύτευμα.

Σε πληθώρα ερευνών, όπως του Linkevicius et al.⁸¹, Staubli et al.⁸² και Mailoa et al.⁸³, αναφέρθηκε σαν σημαντικός παράγοντας για τη δημιουργία φλεγμονής η ύπαρξη περίσσειας κόνιας κατά τη διαδικασία της συγκόλλησης και η αδυναμία αφαίρεσης της περίσσειας.

Οι Paek et al.⁸⁴ ανέφεραν ότι η χρήση εξατομικευμένων CAD/CAM στηριγμάτων μειώνει την περίσσεια κόνιας, λόγω της τοποθέτησης του ορίου του στηρίγματος ομοιόμορφα κάτω από τα ούλα και σε επίπεδο που διευκολύνει την αφαίρεση της περίσσειας.

Ειδικότερα όμως όσον αφορά τις επιμέρους επιλογές κατασκευής εξατομικευμένων στηριγμάτων, αν και η έρευνα δεν επιδεικνύει πάντα ομοιομορφία ή «στεγανά», οι μελέτες ομαδοποιούνται και παρουσιάζονται παρακάτω.

2.1 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΤΙΤΑΝΙΟΥ

Την πιο ευρεία χρήση από τα βιοσυμβατά υλικά κατασκευής εξατομικευμένων στηριγμάτων έχει το καθαρό τιτάνιο και τα κράματά του. Οι εξαιρετικές του ιδιότητες όσον αφορά στη βιοσυμβατότητα, στην αντοχή στη θραύση και στην αντοχή στη διάβρωση το έκαναν την κύρια επιλογή σε ένα σχέδιο θεραπείας και τη βασική ομάδα ελέγχου στις έρευνες. Το γκρι μεταλλικό χρώμα του τιτανίου και των κραμάτων του, ιδιαίτερα σε περιστατικά με λεπτό φαινότυπο βλεννογόνου, οδήγησε στην ανάπτυξη νέων υλικών και τεχνικών τροποποίησης της επιφάνειας του στηρίγματος τιτανίου. Αυτές οι τεχνικές και τα υλικά βελτίωσαν όχι μόνο την αισθητική πλευρά, αλλά και παρείχαν και καλύτερη μικροβιακή μόνωση. Το κύριο υλικό επικάλυψης των επιεμφυτευματικών στηριγμάτων είναι το νιτρίδιο και κυρίως το νιτρίδιο τιτανίου (TiN) και νιτρίδιο ζirkονίου (ZrN). Πιο συγκεκριμένα, αναφέρεται η έρευνα των Brunello et al.,⁸⁵ που σκοπό είχε το χαρακτηρισμό της τοπογραφίας τεσσάρων διαφορετικών επιφανειών από πλάκες τιτανίου και τη σύγκριση μεταξύ τους με βάση την δραστηριότητα ανάπτυξης ινοβλαστών και της αδρανότητας του βιοφίλμ. Οι ερευνητές κατέληξαν στο ότι και τα τέσσερα υλικά είναι ασφαλή για την κατασκευή επιεμφυτευματικών στηριγμάτων. Τα υλικά που εξετάστηκαν ήταν τα εξής:

1. Το πιο εμπορικά διαδεδομένο κράμα τιτανίου Ti6Al4V χωρίς να έχει υποστεί κάποια επίστρωση, ως ομάδα ελέγχου
2. Ανοδιωμένο κράμα τιτανίου Ti6Al4V
3. Κράμα τιτανίου Ti6Al4V με επίστρωση νιτρίδιου τιτανίου (TiN)
4. Κράμα τιτανίου Ti6Al4V με επίστρωση νιτρίδιου ζirkονίας (ZrN)

Στη σύγκριση μεταξύ των υλικών παρατηρήθηκε ότι το κράμα τιτανίου Ti6Al4V με επίστρωση νιτρίδιου ζirkονίας παρουσίασε πολύ καλύτερη βιοσυμβατότητα με τα κύτταρα, αλλά και μεγαλύτερη αντιβακτηριδιακή δράση ενάντια σε πέντε διαφορετικά στελέχη μικροοργανισμών (σχεδιαγράμματα 3-4)⁸⁵

Η έρευνα των Osman et al.⁸⁶ εξέτασε την αντίδραση των ανθρώπινων οστεοβλαστών (HOB) σε διαφορετικά υλικά για την κατασκευή στηριγμάτων. Τα υλικά που εξετάστηκαν ήταν τα εξής 5 (Εικ.37):

1. Το τιτάνιο (Ti)
2. Το τιτάνιο με επίστρωση νιτρίδιου τιτανίου (TiN)
3. Χρωμιοκοβάλτιο (CoCr)
4. Ζirkονία (ZrO₂)

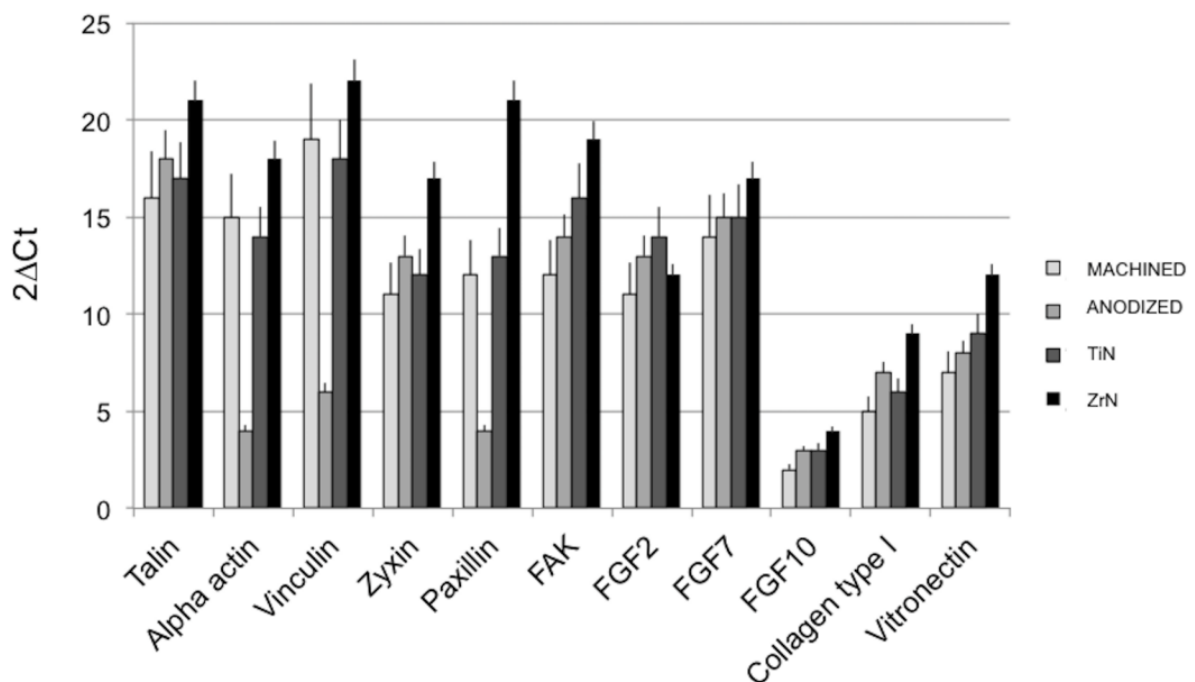
5. PEEK (m-Peek)

Τα αποτελέσματα αυτής της έρευνας έδειξαν ότι τα κυτταροτοξικά επίπεδα όλων των υλικών ήταν κάτω από το ανώτατο όριο ISO που προτείνεται για τα ιατροτεχνολογικά σκευάσματα (πίνακας 8). Πιο συγκεκριμένα, το τιτάνιο με επίστρωση νιτρίδιου και το m-Peek παρουσίασε υψηλότερη εξάπλωση οστεοβλαστών και μειωμένη κυτταροτοξικότητα.⁸⁶

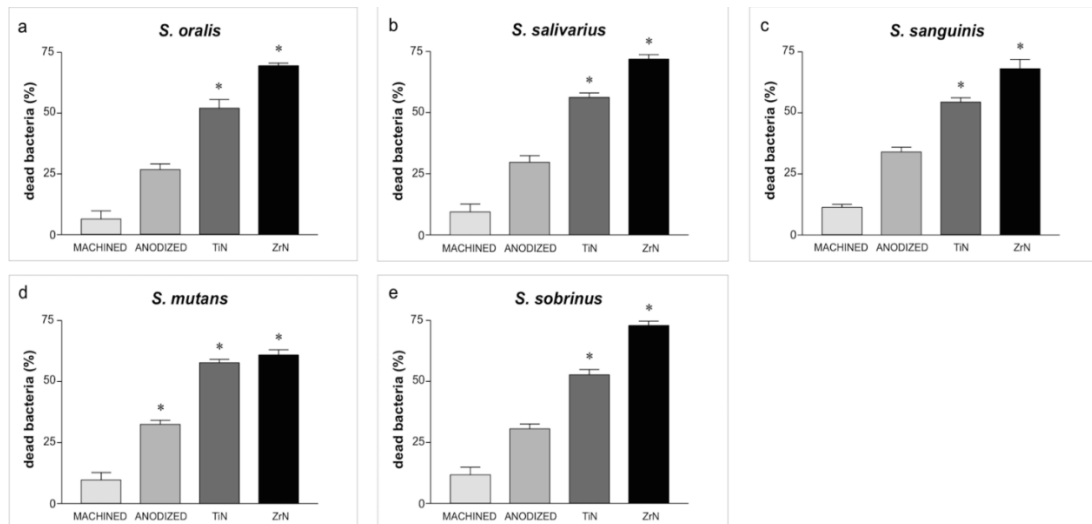
Θετικά ευρήματα για την επίστρωση της επιφάνειας του τιτανίου με νιτρίδιο τιτανίου και νιτρίδιο ζirkονίας αναφέρονται και στις έρευνες των Groessner-Schreiber et al..⁸⁷⁻⁸⁹ Πιο συγκεκριμένα οι έρευνες αυτές έδειξαν ότι:

- υπήρξε αύξηση των ινοβλαστών σε πλάκες τιτανίου που είχαν επίστρωση TiN και ZrN σε σύγκριση με πλάκες τιτανίου που η επιφάνεια τους ήταν απλά στιλβωμένη
- υπήρξε μειωμένη παρουσία βιοφίλμ
- υπήρξε σημαντικά μειωμένη παρουσία βακτηριδιακών αποικιών στα επικαλυμμένα στηρίγματα τιτανίου με TiN και ZrN

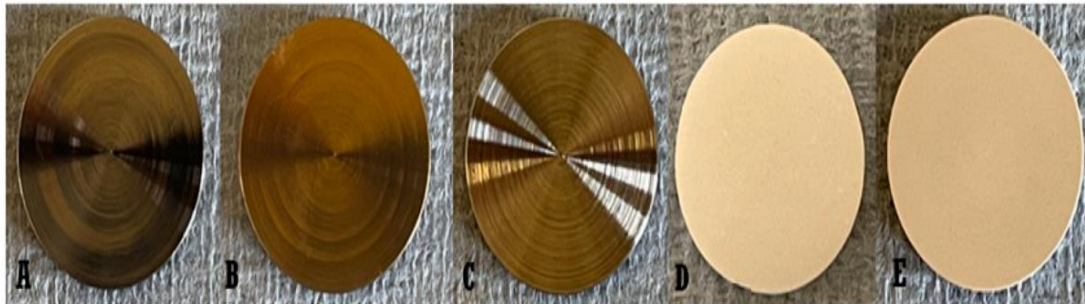
Στη βιβλιογραφική έρευνα των Rafael del Castillo et al.⁹⁰ με τίτλο «Στηρίγματα τιτανίου επιστρωμένα με νιτρίδιο τιτανίου: Από τις τεχνικές πλευρές και τη βιοσυμβατότητα των μαλακών ιστών στις κλινικές εφαρμογές. Μια βιβλιογραφική έρευνα» οι ερευνητές κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι, παρά το μικρό αριθμό δημοσιευμένων ερευνών για τα στηρίγματα TiN, οι διαθέσιμες βιοϊατρικές, εργαστηριακές και οι κλινικές έρευνες έδειξαν ενθαρρυντικά αποτελέσματα ως προς τη βιοσυμβατότητα, τις μηχανικές ιδιότητες και την αισθητική.



Σχεδιάγραμμα 3: Ανάλυση PCR σε πραγματικό χρόνο της προσκόλλησης των κυττάρων και των δεικτών ανάπτυξης HGF, καλλιεργημένο σε δίσκους τιτανίου για 21 μέρες. Τα αποτελέσματα παρουσιάζονται με τη μέση τιμή \pm SD ⁸⁵



Σχεδιάγραμμα 4: Ποσοστό νεκρών βακτηριδίων σε 5 στελέχη καλλιεργημένα σε δίσκους μετά από 120 ώρες επώασης. a) *S. oralis* b) *S. Salivarius* c) *S. Sanguinis* d) *S. Mutans* e) *S. Sobrinus*. ⁸⁵



Εικ. 37 : Δίσκοι υλικών κατασκευής στηριγμάτων A)Ti B)TiN C)CoCr D:ZrO₂ E) m-PEEK⁸⁶

Materials	Ti	TiN	CoCr	ZrO ₂	m-PEEK
Time					
Day 1	-14.89 (5.44) ^{A,B}	-17.84 (6.04) ^A	-19.20 (6.8) ^A	-8.65 (3.35) ^B	-8.75 (8.79) ^B
Day 3	9.32 (5.08) ^A	0.92 (5.22) ^B	5.30 (2.2) ^{A,B}	9.07 (3.08) ^A	9.52 (3.95) ^A
Day 5	24.25 (12.69) ^A	9.50 (12.68) ^B	16.60 (7.79) ^{A,B}	7.44 (4.28) ^B	12.79 (7.02) ^{A,B}
Day 10	7.63 (4.56) ^{A, B}	0.21 (11.2) ^A	13.30 (5.9) ^B	5.32 (3.84) ^{A, B}	8.60 (4.42) ^{A, B}

Πίνακας 8 Μέση τιμή και σταθερή απόκλιση των τιμών κυτταροτοξικότητας τις μέρες 1,3,5 και 10 σε HOB. Οι τιμές με τα ίδια γράμματα παρουσιάζουν μη σημαντικές διαφορές (Tukey's post hoc test ($p=0.05$) μεταξύ των υλικών που εξετάστηκαν σε κάθε χρονική στιγμή του πειράματος.⁸⁶

2.2 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΑΠΟ ΚΡΑΜΑΤΑ ΧΡΩΜΙΟΚΟΒΑΛΤΙΟΥ

Οι βιολογικές ιδιότητες των κραμάτων χρωμιοκοβαλτίου είναι γνωστές στην οδοντιατρική, λόγω της χρόνιας παρουσίας τους στην κατασκευή οδοντοπροσθετικών αποκαταστάσεων.
91

Οι προσθετικές εργασίες βασικών μετάλλων από μονοφασικά κράματα παρουσιάζουν μικρότερη κυτταροτοξικότητα και δεν εμποδίζουν την ανάπτυξη ανθρώπινων κυττάρων σε σύγκριση με τα πολυφασικά κράματα. Από αυτά τα κράματα, τα κράματα χρωμιοκοβαλτίου φαίνεται να είναι τα πιο αξιόπιστα. Η αξιοπιστία τους οφείλεται στην ύπαρξη του χρωμιοκοβαλτίου σε ποσοστά μεγαλύτερα του 25wt%, προσδίδοντας στο κράμα καλές μηχανικές και βιολογικές ιδιότητες καθώς και αντοχή στη διάβρωση.⁹²⁻⁹⁶

Τα κράματα του χρωμιοκοβαλτίου χρησιμοποιούνται ευρέως και στην κατασκευή εξατομικευμένων στηριγμάτων. Σαν υλικό αποτελούσε μια από τις πρώτες επιλογές για την κατασκευή των εξατομικευμένων στηριγμάτων με τη συμβατική μέθοδο του κερώματος και της χύτευσης. Η χρήση τους συνεχίστηκε και με την ένταξη του ψηφιακού πρωτοκόλλου στη ροή εργασίας με τη δυνατότητα της τρισδιάστατης εκτύπωσης με λέιζερ και τη μαλακή ή σκληρή κοπή με τη χρήση CNC μηχανών. Αυτές οι νέες τεχνικές υπερτερούν στην κατασκευή προσθετικών εργασιών λόγω της έλλειψης μικροπορώτητας, που είναι αποτέλεσμα του χυτηρίου.⁹⁷

Η έρευνα των Lucchetti et al.⁹⁷ με τίτλο: «Κράματα χρωμιοκοβαλτίου στην οδοντιατρική: μια αξιολόγηση της αποδέσμευσης ιόντων μετάλλου» είχε σαν σκοπό την αξιολόγηση της αποδέσμευσης ιόντων βαρέων μετάλλων, μέσα από τρεις διαφορετικές μεθόδους παραγωγής κραμάτων χρωμιοκοβαλτίου. Επιπλέον, αξιολογούσε την επίδρασή τους στην ύπαρξη σιέλου σε φυσιολογικές και τροποποιημένες συνθήκες, καθώς και τον πιθανό ρόλο της βιοδιάβρωσης, που οφείλεται σε βακτήρια.

Τα τρία κράματα και οι τεχνικές που χρησιμοποιήθηκαν ήταν τα παρακάτω:

1. Κράμα κατάλληλο για χύτευση (60% Co, 30.1% Cr, 3.9% Ga, 3.2% Nb, < 1.0% Mo, Al, Si, Fe, B, Li)
2. Κράμα κατάλληλο για κοπή (61% Co, 28% Cr, 8.5% W, 1.65% Si, < 0.5% Fe, C)
3. Κράμα κατάλληλο για σύντηξη με λέιζερ (63.5 Co, 24.6% Cr, 5.1 % Mo, 1.2% Si, < 0.50% Fe, Mn)

Οι ερευνητές διαπίστωσαν πολύ μικρή απελευθέρωση ιόντων και στα τρία κράματα σε όλες τις συνθήκες ελέγχου. Επίσης, δεν παρουσιάστηκε διαφορά όταν εκτέθηκαν τα κράματα σε περιβάλλον πλούσιο σε βακτήρια. Τα αποτελέσματα δείχνουν ότι αυτά τα

κράματα χρωμίου-κοβαλτίου, ανεξάρτητα από τις τεχνικές παραγωγής, είναι κατάλληλα για οδοντιατρική χρήση.⁹⁷

Η μελέτη των Osman et al.⁸⁶ εξέτασε την αντίδραση των ανθρώπινων οστεοβλαστών (HOB) σε διαφορετικά υλικά για την κατασκευή στηριγμάτων. Τα υλικά που εξετάστηκαν ήταν τα εξής:

1. Τιτάνιο (Ti)
2. Τιτάνιο με επίστρωση νιτριδίου τιτανίου (TiN)
3. Χρωμιοκοβάλτιο (CoCr)
4. Ζirkονία (ZrO₂)
5. PEEK (m-PEEK)

Τα στηρίγματα χρωμιοκοβαλτίου, παρόλο που παρουσίασαν τη μεγαλύτερη μέση τιμή κυτταροτοξικότητας την 10^η μέρα, τα ποσοστά ήταν πολύ μικρότερα από τα αποδεκτά όρια κυτταροτοξικότητας των υλικών κατά ISO. Τα αποτελέσματα αυτής της έρευνας έδειξαν ότι όλα τα υλικά που εξετάστηκαν είχαν επίπεδα κυτταροτοξικότητας κάτω από το ανώτατο όριο ISO που προτείνεται για τα ιατροτεχνολογικά σκευάσματα.⁸⁶

2.3 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΖΙΡΚΟΝΙΑΣ

Η ζirkονία ως υλικό έχει βρει ευρεία χρήση στην οδοντιατρική. Χρησιμοποιείται για την κατασκευή ακίνητων προσθετικών αποκαταστάσεων, επιεμφυτευματικών στηριγμάτων καθώς και εμφυτευμάτων. Η υψηλή αισθητική και οι μηχανικές ιδιότητές της, αλλά κυρίως η βιοσυμβατότητα της ως υλικό, την έχει καταστήσει μια δημοφιλή επιλογή στα σχέδια θεραπείας από τους οδοντιάτρους. Στη χρήση του ως υλικό κατασκευής εξατομικευμένων στηριγμάτων, οι αποκαταστάσεις με ζirkονία προσδίδουν ένα σωστό προφίλ ανάδυσης, καθώς και υποστήριξη στους μαλακούς ιστούς, χωρίς να γίνονται συμβιβασμοί στην αισθητική, ειδικά σε περιπτώσεις με ήπια υποχώρηση της παρυφής των περιεμφυτευματικών μαλακών ιστών. Η βιοσυμβατότητα της ζirkονίας έχει αποδειχθεί σε εργαστηριακές και σε κλινικές έρευνες, ενώ πληθώρα μελετών δείχνει ότι η ζirkονία βοηθάει στην οστεοενσωμάτωση. Επίσης, ερευνητές υποστηρίζουν την αντιβακτηριδιακή δράση της ζirkονίας και των παραγώγων της, όπως είναι το ZrN, τα οποία μειώνουν την ανάπτυξη πλάκας συμβάλλοντας έτσι στην επούλωση των ιστών και την επιτυχία του εμφυτεύματος. Επιπλέον, η βιωσιμότητα, η ανάπτυξη και η προσκόλληση των ινοβλαστών είναι ανώτερη με τη χρήση της ζirkονίας σε σύγκριση με το τιτάνιο και άλλα υλικά κατασκευής στηριγμάτων. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα την πιο ισχυρή πρόσφυση με το βλεννογόνο, καθώς και την καλύτερη επούλωση και ακεραιότητα των περιφερικών μαλακών ιστών.^{89,98-107}

Στη βιοσυμβατότητα των στηριγμάτων ζirkονίου και κατ' επέκταση στην επιτυχία της προσθετικής αποκατάστασης διαδραματίζουν πολύ σημαντικό ρόλο οι εξής παράγοντες, όσον αφορά στην επιφάνεια του στηρίγματος (Εικ.38):

- Η αδρότητα της επιφάνειας του στηρίγματος
- Η επιφανειακή μικρομορφολογία
- Η χημική σύνθεση της επιφάνειας
- Πόσο υδρόφιλη είναι η επιφάνεια
- Η επιφανειακή τάση
- Η καθαρότητα της επιφάνειας ¹⁰⁸

Μείζονος σημασίας στη βιοσυμβατότητα του στηρίγματος ζirkονίας είναι και ο σωστός σχεδιασμός του. Η ένωση του εμφυτεύματος με το στήριγμα, καθώς και η γεωμετρία του στηρίγματος, μπορεί να επηρεάσει την επούλωση των μαλακών ιστών. Τα στηρίγματα ζirkονίας παρουσιάζουν υψηλό ποσοστό θραύσεως, λόγω της διαφοράς στις μηχανικές ιδιότητες μεταξύ ζirkονίας και μετάλλου. Η ακρίβεια της τεχνικής διαμόρφωσης του αντιπεριστροφικού προφίλ της εσωτερικής σύνδεσης μειώνει το κέντρο περιστροφής, βελτιώνοντας τη μηχανική σταθερότητα, κλείνοντας το μικροκενό μεταξύ εμφυτεύματος και στηρίγματος κι ελαχιστοποιώντας τα τεχνικά προβλήματα, όπως είναι η θραύση, ενώ ταυτόχρονα, ελαττώνει την απορρόφηση του οστού για ένα μικρό έως μέτριο χρονικό διάστημα. Πολύ σημαντικό στοιχείο στο σχεδιασμό ενός στηρίγματος ζirkονίου είναι η αυχενική εφαρμογή μεταξύ στηρίγματος και εμφυτεύματος, δηλαδή, το μέγεθος του μικροκενού που σχηματίζεται μεταξύ της ένωσης στηρίγματος και εμφυτεύματος. Η ύπαρξη μικροκενού επιτρέπει στο σάλιο, στο αίμα και στα παθογόνα βακτήρια να εισχωρήσουν στην οπή του εμφυτεύματος και να λειτουργήσουν ως λιπαντικό στα στοιχεία της αποκατάστασης. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα να δημιουργείται μικροκινητικότητα, με αποτέλεσμα μικροαποτριβή, μικροκλίσεις και μικροπεριστροφή, ιδιαίτερα κατά τη διάρκεια άσκησης των μασητικών δυνάμεων. Αυτές οι μικροκινητικότητες με τη σειρά τους, μεγεθύνουν το μέγεθος του μικροκενού και αυξάνουν την εισροή μικροβίων. Αυτοί οι 3 αρνητικοί παράγοντες, δηλαδή το μικροκενό, η μικροκινητικότητα και η μικροδιείσδυση, συμβάλλουν ταυτόχρονα στο να αυξάνεται ο κίνδυνος ανάπτυξης και συσσώρευσης μικροβίων (Εικ 39). Επίσης, τα μικροκενά μπορεί να προκαλέσουν φλεγμονή στην περιοχή του εμφυτεύματος, καθώς παρεμποδίζουν την προσκόλληση των μαλακών ιστών και τη σταθερότητα τους. ¹⁰⁹⁻¹¹²

Η δημιουργία των μικροκενών εξαρτάται από τους εξής παράγοντες:

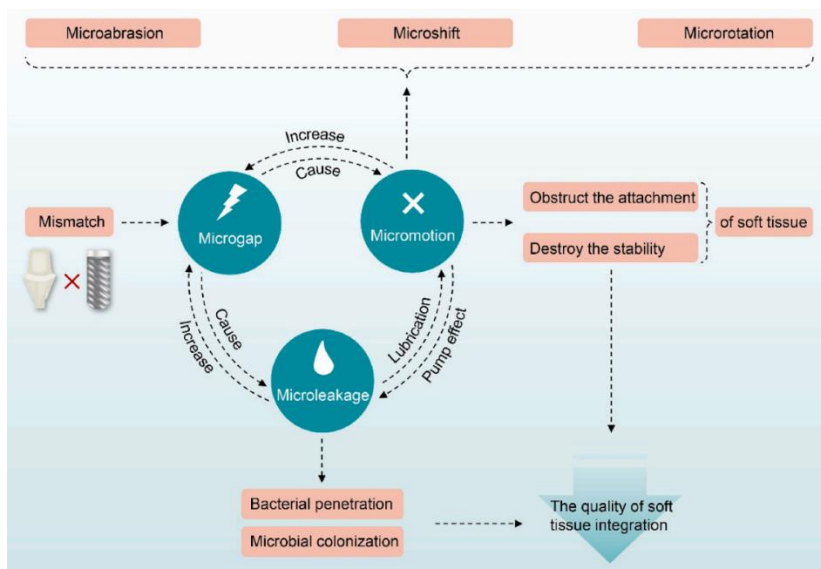
1. Ύπαρξη ή όχι ατελειών κατά τη διαδικασία κοπής
2. Οι μέθοδοι κατασκευής της επιεμφυτευματικής εργασίας (χρήση προκατασκευασμένου ή εξατομικευμένου στηρίγματος, αναλογικές ή ψηφιακές μέθοδοι παραγωγής)
3. Ασυμβατότητα των μηχανικών ιδιοτήτων των υλικών του στηρίγματος και του εμφυτεύματος
4. Φόρτιση κατά την τοποθέτηση ¹¹³⁻¹¹⁵

Για να βελτιωθεί η εφαρμογή μεταξύ στηρίγματος ζirkονίας και εμφυτεύματος και να μειωθούν τα μικροκενά οι ερευνητές προτείνουν: ^{113 115}

- 1) Τη χρήση ενός συγκολληκοχλιούμενου στηρίγματος. Δηλαδή, τη χρήση μιας βάσης τιτανίου για να εξασφαλιστεί η καλή σύνδεση μεταξύ στηρίγματος και εμφυτεύματος, σε συνδυασμό με ένα εξατομικευμένο στήριγμα ζirkονίου για να καλυφθούν οι αισθητικές ανάγκες
- 2) Την αποφυγή χρήσης στηριγμάτων ζirkονίου με ένωση εξαγώνου απευθείας με το εμφύτευμα για να αποφευχθούν οι φθορές στο τμήμα διεπιφάνειας του στηρίγματος



Εικ. 38 Τροποποίηση της επιφάνειας των στηριγμάτων ζirkονίας.¹⁰⁸



Εικ. 39 Η σχέση της μικροαποτριβής, της μικροκλίσης και της μικροπεριστροφής μεταξύ στηρίγματος και εμφυτεύματος και η αρνητική επιρροή στους μαλακούς ιστούς.¹⁰⁸

2.4 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΑΠΟ ΔΙΠΥΡΙΤΙΚΟ ΛΙΘΙΟ

Το διπυριτικό λίθιο είναι ένα κεραμικό υλικό κατασκευής προσθετικών εργασιών και θεωρείται σύγχρονο με βάση τα οδοντιατρικά δεδομένα. Παρουσιάστηκε στην αγορά το 2005 από την εταιρεία Ivoclar vivadent και η χρήση του αρχικά περιοριζόταν στην κατασκευή μονήρων στεφανών και προσθετικών αποκαταστάσεων τριών μονάδων σε φυσικά δόντια στηρίγματα. Η εξαιρετική αισθητική καθώς και η υψηλή αντοχή στην κάμψη του υλικού το έκαναν κατάλληλο για την κατασκευή επιεμφυτευματικών στηριγμάτων, καθώς και επιεμφυτευματικών μονολιθικών υπερκατασκευών που κοχλιώνονται στο εμφύτευμα με τη χρήση μιας βάσης τιτανίου (αποφεύγοντας έτσι τη χρήση στηρίγματος). Τα οδοντιατρικά κεραμικά υλικά, όπως το διπυριτικό λίθιο, ως γενικός κανόνας θεωρούνται ότι παρουσιάζουν υψηλή βιοσυμβατότητα. Αυτή η ιδιότητά τους οφείλεται κυρίως στα χαρακτηριστικά αυτών των υλικών που είναι:

- Η σύνθεσή τους που δε φέρει τοξικά στοιχεία
- Αντοχή στη διάβρωση
- Η υψηλή τους χημική σταθερότητα σε υδαρές περιβάλλον
- Η μικρή απώλεια στοιχείων
- Η χαμηλή τάση στην προσκόλληση βακτηριδίων και στη συσσώρευση πλάκας

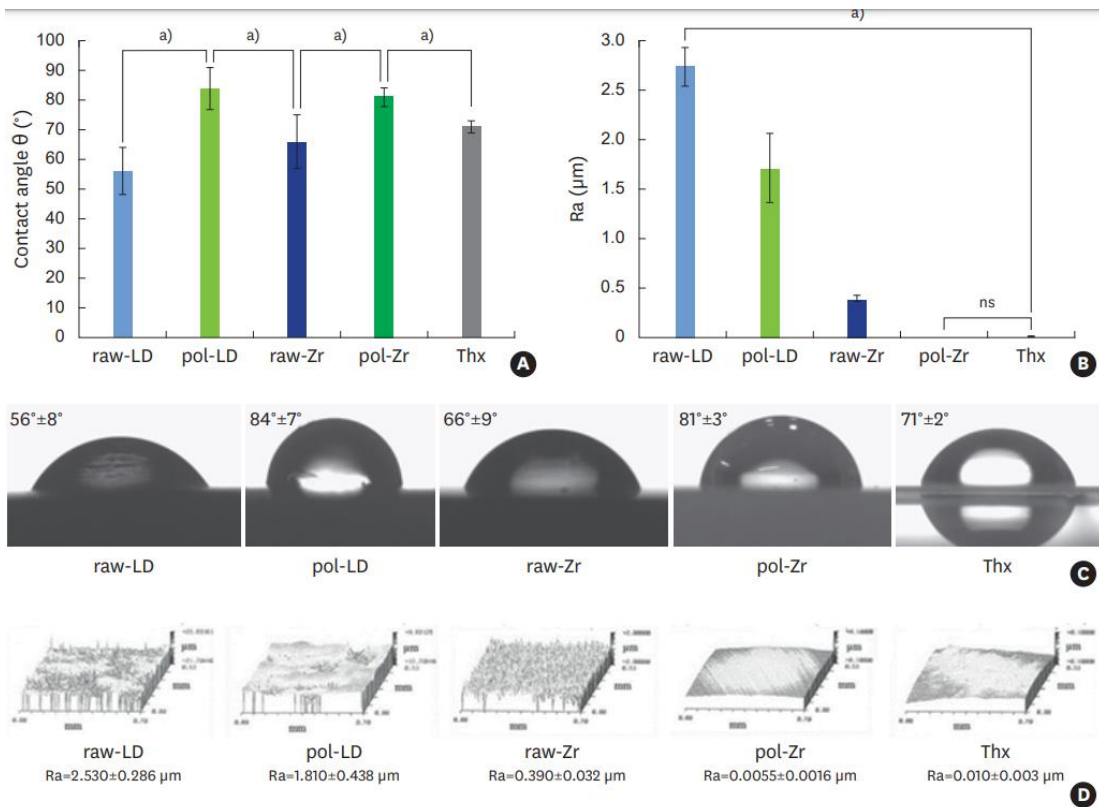
Καθοριστικός παράγοντας στη βιοσυμβατότητα του υλικού είναι η επιφανειακή διαμόρφωση του και η τοπογραφία της επιφάνειας στα επιεμφυτευματικά στηρίγματα. Οι υδρόφιλες επιφάνειες ευνοούν την απορρόφηση πρωτεϊνών και την προσκόλληση των κυττάρων. Αντίθετα, οι υδροφοβικές επιφάνειες συχνά εμποδίζουν την απορρόφηση πρωτεϊνών και την προσκόλληση των κυττάρων. Επίσης, η αδρότητα της επιφάνειας των βιοϋλικών επηρεάζει σημαντικά την απορρόφηση των πρωτεϊνών και την προσκόλληση των κυττάρων.^{100,116,117}

Στη μελέτη των Brunot-Gohin et al.¹¹⁸ με θέμα τη «Βιοσυμβατότητα του διπυριτικού λιθίου και του οξειδίου της ζirkονίας για την κατασκευή αισθητικών στηριγμάτων» οι συγγραφείς κατέληξαν στα εξής συμπεράσματα:

1. Τροποποιήσεις στην επιφάνεια του διπυριτικού λιθίου μπορούν να ρυθμίσουν την προσκόλληση των μαλακών ιστών
2. Δυνατή προσκόλληση των κυττάρων στο στήριγμα σε συνδυασμό με μικρή μετακίνηση κυττάρων βοηθάει στην επούλωση του βλεννογόνου
3. Το διπυριτικό λίθιο δεν είναι κυτταροτοξικό και μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως υλικό κατασκευής αισθητικών στηριγμάτων

Πιο συγκεκριμένα, οι ερευνητές παρατήρησαν ότι η μικροαδρότητα του υλικού ευνοούσε τη δυνατή διαβροχή και κατά συνέπεια, επέτρεπε την δυνατή προσκόλληση των επιθηλιακών ιστών. (Εικ. 40) Αυτού του είδους η επιφάνεια είναι ιδανική για την προσκόλληση του βλεννογόνου στο στήριγμα, ιδιότητα επιθυμητή. Αντίθετα, η εφυάλωση του υλικού με τη χρήση glaze προσδίδει μια υδροφοβική επιφάνεια που με τη σειρά της αποδίδει περιορισμένες ιδιότητες προσκόλλησης μικροοργανισμών, ιδιότητα επιθυμητή επίσης αλλά αντιφατική με την προηγούμενη.¹¹⁸

Στην έρευνα των Jung et al.¹¹⁶ με θέμα τη «βιοσυμβατότητα του διπυριτικού λιθίου και του οξειδίου της ζirkονίας με διαφορετικές τοπογραφίες στην επιφάνεια των οδοντιατρικών στηριγμάτων» οι ερευνητές παρατήρησαν την παρόμοια συμπεριφορά της καλλιέργειας των κυττάρων και της βιοσυμβατότητας στα τρία υλικά που εξετάστηκαν: διπυριτικό λίθιο, ζirkονία και τιτάνιο (ως ομάδα ελέγχου). Επίσης, παρόμοια συμπεριφορά των κυττάρων παρατηρήθηκε και στις δύο διαφορετικές επιφανειακές αδρότητες (0.07μm RA και 0.2μm RA) (Εικ 41). Τα ευρήματα αυτά είναι σημαντικά, καθώς δείχνουν ότι το διπυριτικό λίθιο μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την κατασκευή επιεμφυτευματικών στηριγμάτων.



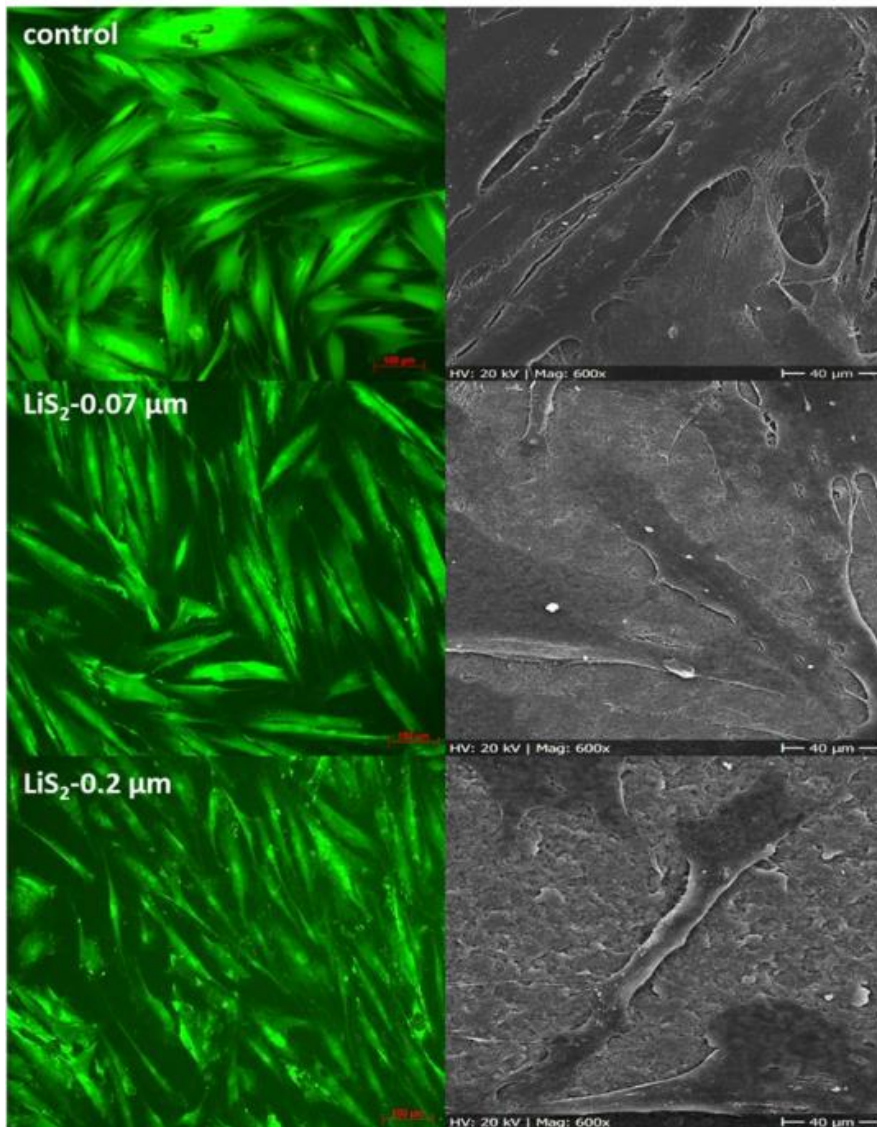
Εικ. 40 Επιφανειακή τάση και τραχύτητα (αδρότητα) ακατέργαστου διπυριτικού λιθίου (raw LD), γυαλισμένου διπυριτικού λιθίου (pol LD), ακατέργαστου ζirkονίου (raw Zr), γυαλισμένου ζirkονίου (pol ZR), ομάδας ελέγχου Thermanox (Thx).

Σχεδιάγραμμα A: γωνία επαφής νερού (contant angle θ (°))

Σχεδιάγραμμα B: η αδρότητα του υλικού (Ra (μm))

Εικόνα C: απεικονίσεις των σταγόνων νερού σε κάθε υλικό

Εικόνα D: Εικόνες συμβολομετρίας μικροσκοπίου (interferometry microscopy images)¹¹⁸



Εικ. 41 Ανάπτυξη ανθρώπινων ινοβλαστών (HGF) στο διυριτικό λίθιο σε μια μεμβράνη ελέγχου (ThinCert)¹¹⁶

2.5 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΑΠΟ ΡΕΕΚ

Ένα δημοφιλές υλικό για την κατασκευή επιεμφυτευματικών στηριγμάτων είναι ένα υψηλής απόδοσης θερμοπλαστικό πολυμερές, η πολυεθερεθερκετόνη (PEEK). Το PEEK θεωρείται σαν μια εναλλακτική επιλογή βιοϋλικού αντί του τιτανίου για την κατασκευή εμφυτευμάτων επίσης. Αυτό οφείλεται στις ιδιότητες του PEEK να μην απελευθερώνει ιόντα, να μην παράγει υποπροϊόντα και να μη διαβρώνεται.¹¹⁹⁻¹²²

Τα πολυμερή όμως, είναι βιοαδρανή υλικά με χαμηλή επιφανειακή τάση και υδροφοβικά. Για να γίνει η προσκόλληση των επιθηλιακών κυττάρων στο στήριγμα χρειάζεται

επιφανειακή αδρότητα (RA) μέχρι 0.2μm, καθώς πάνω από αυτή την τιμή ευνοείται η προσκόλληση βακτηριδίων. Επίσης, η υδρόφιλη επιφάνεια του στηρίγματος είναι απαραίτητη για την αντίδραση των κυττάρων με τους περιβάλλοντες ιστούς. Η επιφάνεια των στηριγμάτων κατασκευασμένα από PEEK μειώνουν την διαφοροποίηση των οστεοβλαστών σε σύγκριση με τα στηρίγματα τιτανίου. Γι' αυτό το λόγο, οι επιφάνειες του PEEK τροποποιούνται με επικάλυψη και ανάμιξη με βιοενεργά υλικά για να ενισχύσουν την οστεοαγωγιμότητα. Επίσης, περαιτέρω τροποποιήσεις αναπτύχθηκαν για να ενισχύσουν τη βιοσυμβατότητα και τις επιφανειακές ιδιότητες του PEEK, όπως η προσθήκη βιοενεργών νανοσωματιδίων τιτανίου και υδροξυαπατίτη, για να αυξηθεί η οστεοενσωμάτωση του εμφυτεύματος. Επιπλέον χημικές τεχνικές χρησιμοποιήθηκαν για να αυξηθεί η αδρότητα και η ικανότητα διαβροχής του PEEK.¹²³⁻¹²⁸

Στην έρευνα των Ramenzoni et al.¹²⁹ με θέμα «In vitro επίδραση των τροποποιημένων στηριγμάτων από πολυεθερεθερκετόνη (PEEK) στη μετανάστευση και πολλαπλασιασμό των ανθρώπινων επιθηλιακών κερατινοκυττάρων του βλεννογόνου» οι ερευνητές κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι οι τροποποιημένες επιφάνειες του PEEK μπορούν να ενισχύσουν τη βιοσυμβατότητα έχοντας θετική επιρροή στη βιωσιμότητα, προσκόλληση, μετανάστευση και πολλαπλασιασμό των ανθρώπινων επιθηλιακών κυττάρων σε σύγκριση με το τιτάνιο και τη ζirkονία.

Η έρευνα των Osman et al.⁸⁶ εξέτασε την αντίδραση των ανθρώπινων οστεοβλαστών (HOB) σε διαφορετικά υλικά για την κατασκευή στηριγμάτων. Ένα από τα υλικά που ερευνήθηκε ήταν το τροποποιημένο PEEK με σωματίδια υάλου και άνθρακα (m-PEEK). Οι ερευνητές κατέληξαν ότι το m-PEEK και το τιτάνιο με επίστρωση νιτριδίου παρουσίασαν υψηλότερη εξάπλωση οστεοβλαστών και μειωμένη κυτταροτοξικότητα σε σύγκριση με τα άλλα υλικά (Ti, Co-Cr, ZrO₂).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3. ΟΡΙΑΚΗ ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΣΤΟ ΕΠΙΠΕΔΟ ΤΟΥ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΟΣ

Η επιτυχία μιας επιεμφυτευματικής προσθετικής εργασίας εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από την οριακή εφαρμογή του στηρίγματος με τον αυχένα του εμφυτεύματος. Η διεπιφάνεια μεταξύ εμφυτεύματος και στηρίγματος αποτελεί την περιοχή που μεταφέρονται οι μασητικές δυνάμεις. Γι' αυτό το λόγο μια καλή οριακή εφαρμογή στο επίπεδο του εμφυτεύματος μειώνει τις επιπλοκές και αυξάνει τη μακροβιότητα του εμφυτεύματος. Επίσης, για την επίτευξη της παθητικής εφαρμογής μεταξύ στηρίγματος και εμφυτεύματος, έτσι ώστε να μην ασκούνται τάσεις στο εμφύτευμα και κατ' επέκταση στο οστό, απαραίτητος παράγοντας είναι εκτός από την οριακή εφαρμογή και η σωστή εφαρμογή σε κάθετο επίπεδο. Επομένως όσο μικρότερο το κενό μεταξύ εμφυτεύματος και στηρίγματος τόσο καλύτερη η εφαρμογή, επομένως και η απόδοση της σύνδεσης.¹³⁰⁻¹³³

Δύο είδη επιπλοκών μπορεί να εμφανιστούν μετά την τοποθέτηση μιας επιεμφυτευματικής προσθετικής εργασίας:

- Μηχανικές επιπλοκές
- Βιολογικές επιπλοκές

Οι μηχανικές επιπλοκές περιλαμβάνουν την αποκοχλίωση ή θραύση της βίδας ή τη θραύση του στηρίγματος ή και του εμφυτεύματος.

Οι βιολογικές επιπλοκές περιλαμβάνουν τη δημιουργία αποικιών βακτηριδίων, την απώλεια φατνιακού οστού και απώλεια της οστεοενσωμάτωσης τελικά.^{132,134-136}

Στη βιβλιογραφία δεν υπάρχει ομοφωνία όσον αφορά στο κλινικά αποδεκτό μικροκενό. Ο μέσος όρος του μικροκενού στη διεπιφάνεια μεταξύ στηρίγματος και εμφυτεύματος μπορεί να είναι από 1-49 μm. Ο Jemt, που όρισε την παθητική εφαρμογή ως το μέγεθος του κενού χωρίς να δημιουργεί μακροχρόνιες κλινικές επιπλοκές, θεώρησε αποδεκτές τιμές μη οριακής εφαρμογής τις τιμές αυτές μέχρι και το όριο των 150 μm.¹³⁷⁻¹³⁹

Στην περίπτωση των προκατασκευασμένων στηριγμάτων, η οριακή εφαρμογή στο εμφύτευμα είναι εξασφαλισμένη μέχρι ένα επίπεδο που εξαρτάται από την ακρίβεια κατασκευής που ποικίλει μεταξύ των εταιρειών. Οι αισθητικές και οι βιολογικές ανάγκες όμως οδήγησαν στην κατασκευή εξατομικευμένων στηριγμάτων όπου η οριακή εφαρμογή εξαρτάται από την τεχνική κατασκευής του στηρίγματος και το υλικό κατασκευής.

3.1 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΤΙΤΑΝΙΟΥ

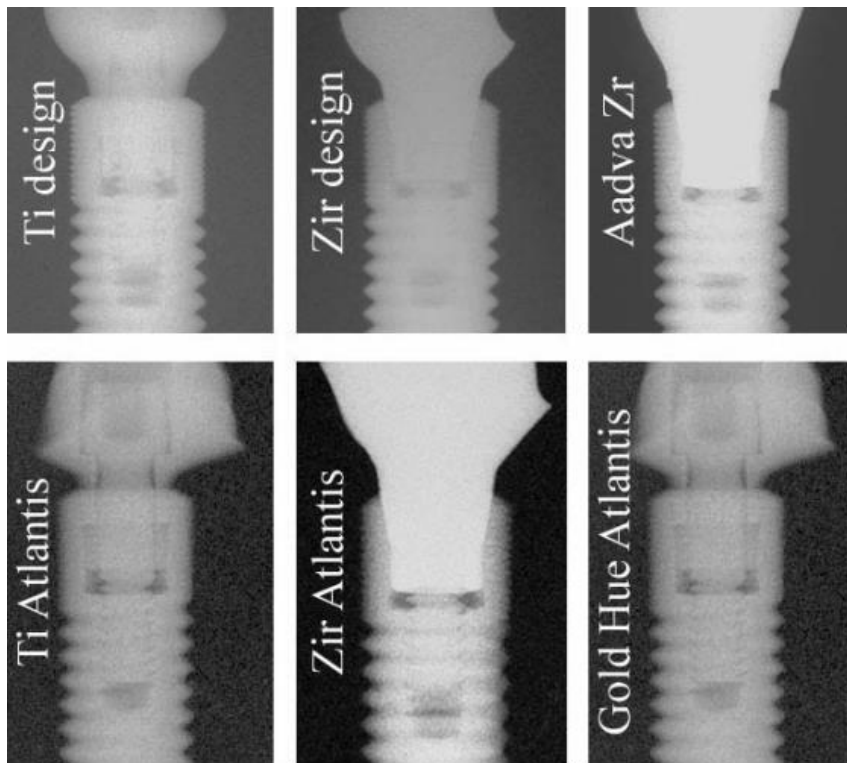
Όπως προαναφέρθηκε, η εφαρμογή της διεπιφάνειας μεταξύ προκατασκευασμένου στηρίγματος τιτανίου και εμφυτεύματος είναι εξασφαλισμένη μέχρι ένα επίπεδο που εξαρτάται από την ακρίβεια κατασκευής από τις εταιρείες. Κατ' επέκταση, η εξατομίκευση των προκατασκευασμένων στηριγμάτων παρέχει ήδη εξαιρετική εφαρμογή στις επιεμφυτευματικές προσθετικές εργασίες.

Λόγω όμως των αισθητικών και βιολογικών αναγκών, καθώς και της ανάπτυξης της ψηφιακής ροής εργασίας, τα εξατομικευμένα στηρίγματα τιτανίου κατασκευασμένα με τη χρήση CAD-CAM κέρδισαν έδαφος στην προτίμηση των κλινικών στα σχέδια θεραπείας. Γι' αυτό το λόγο, ερευνητές σύγκριναν διαφορετικά ήδη εξατομικευμένων CAD-CAM στηριγμάτων με προκατασκευασμένα στηρίγματα ως προς την οριακή εφαρμογή στο επίπεδο του εμφυτεύματος.

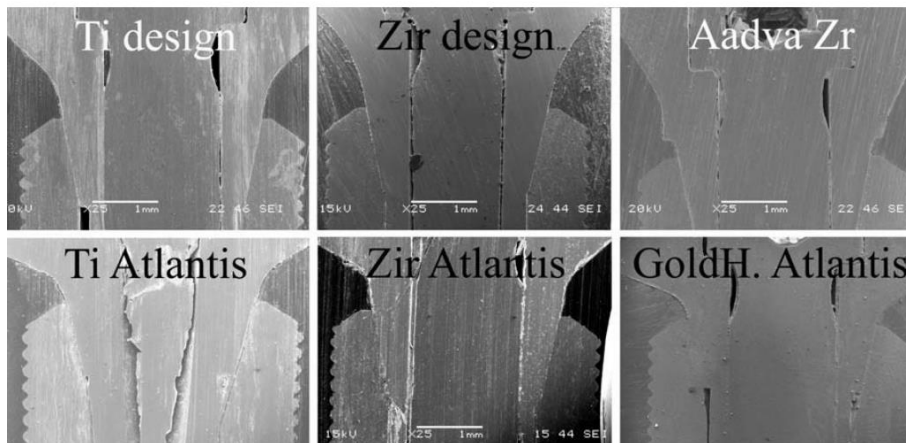
Στην έρευνα των Apicella et al.¹⁴⁰ με τίτλο: «Η εφαρμογή των εμφυτευμάτων σε σχέση με προκατασκευασμένα στηρίγματα έναντι των CAD-CAM στηριγμάτων: μια έρευνα ακτινολογική και με τη χρήση ηλεκτρονικού μικροσκοπίου σάρωσης» που είχε ως σκοπό την αξιολόγηση της εσωτερικής εφαρμογής των προκατασκευασμένων στηριγμάτων τιτανίου και ζirkονίας σε σύγκριση με εξατομικευμένα CAD-CAM στηρίγματα. Πιο συγκεκριμένα οι ομάδες των στηριγμάτων που εξετάστηκαν ήταν οι εξής:

1. Προκατασκευασμένα στηρίγματα τιτανίου (Ti-design 5,5 h1,5, Astra Tech)
2. Προκατασκευασμένα στηρίγματα ζirkονίας (Zir-design 5,5 h1,5, Astra Tech)
3. Εξατομικευμένα CAD-CAM στηρίγματα ζirkονίας (Aadva Zr abutment)
4. Εξατομικευμένα CAD-CAM στηρίγματα τιτανίου (Atlantis, Astra Tech)
5. Εξατομικευμένα CAD-CAM στηρίγματα τιτανίου με επίστρωση χρυσού (Gold Hue, Atlantis, Astra Tech)
6. Εξατομικευμένα CAD-CAM στηρίγματα ζirkονίας (Atlantis, Astra Tech)

Η αξιολόγηση της εφαρμογής έγινε με τη ακτινολογική μέθοδο (X-ray) και με τη χρήση ηλεκτρονικού μικροσκοπίου σάρωσης (Scanning electron microscopy-SEM). Όλες οι ομάδες των στηριγμάτων παρουσίασαν ικανοποιητική εφαρμογή και με τις δύο μεθόδους αξιολόγησης. Με βάση την ακτινογραφική μέθοδο όλες οι ομάδες παρουσίασαν τέλεια εφαρμογή. (Εικ.42) Ενώ με τη μέθοδο SEM, η μέση τιμή του μικροκενού στις ομάδες των στηριγμάτων με το εμφύτευμα ήταν στα 5μm κι επομένως, αξιολογήθηκε και αυτή ως τέλεια εφαρμογή. (Εικ.43) Συμπερασματικά, οι ερευνητές κατέληξαν ότι τα CAD-CAM στηρίγματα παρουσίασαν παρόμοια εφαρμογή στα εμφυτεύματα με αυτή των προκατασκευασμένων στηριγμάτων.¹⁴⁰



Εικ. 42 Αξιολόγηση της εφαρμογής με τη χρήση ακτινογραφίας¹⁴⁰



Εικ. 43 Αξιολόγηση της εφαρμογής με τη χρήση SEM¹⁴⁰

Η εργαστηριακή έρευνα των Lops et al.¹⁴¹, σκοπό είχε να επιβεβαιώσει εάν τα προκατασκευασμένα σε σύγκριση με τα CAD-CAM στηρίγματα παρουσιάζουν παρόμοια ακρίβεια εφαρμογής στη σύνδεση με τα εμφυτεύματα. Γι' αυτό, συγκρίθηκαν δέκα εξατομικευμένα στηρίγματα και δέκα προκατασκευασμένα. Τα δέκα CAD-CAM εξατομικευμένα στηρίγματα ήταν κατασκευασμένα από τιτάνιο (CARES, Straumann Implants, Institut Straumann) και τα δέκα προκατασκευασμένα στηρίγματα ήταν επίσης από τιτάνιο της εταιρίας Straumann (Anatomic Abutment, Straumann Implants, Institut Straumann). Οι μετρήσεις της εφαρμογής έγιναν με συσκευή μετρήσεως οπτικού συγχρονισμού (optical coordinate measuring machine) αφού πρώτα είχε γίνει τομή στο

ενωμένο εμφύτευμα και στήριγμα, παράλληλα στον άξονα υποδοχής, έτσι ώστε η ένωση του στηρίγματος και του εμφυτεύματος να είναι ορατή. Η εφαρμογή μετρήθηκε σε συνάρτηση με το εύρος, το μήκος και τον όγκο του υλικού που ερχόταν σε επαφή μεταξύ στηρίγματος και εμφυτεύματος. Τα αποτελέσματα της εφαρμογής, ως προς το εύρος του υλικού που παρεμβαλλόταν σε κάθε εμφύτευμα, βρέθηκαν με μέση τιμή: $18 \pm 0.5 \text{ mm}$ και $14 \pm 0.5 \text{ mm}$, για τα προκατασκευασμένα και CAD-CAM στηρίγματα αντίστοιχα. Η διαφορά θεωρήθηκε στατιστικά σημαντική ($P=0.02$)(Πίν. 9).

Τέλος, τα αποτελέσματα της εφαρμογής ως προς τον όγκο του υλικού που παρεμβαλλόταν σε κάθε εμφύτευμα βρέθηκαν με μέση τιμή 0.134 mm^3 (σταθερή απόκλιση 0.014) για τα προκατασκευασμένα στηρίγματα και 0.108 mm^3 (σταθερή απόκλιση 0.023). Η διαφορά θεωρήθηκε στατιστικά σημαντική (Πίν. 10, Σχεδ. 5).

Οι ερευνητές κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι και τα προκατασκευασμένα και τα εξατομικευμένα CAD-CAM στηρίγματα παρουσίασαν καλή εφαρμογή και στις τρεις διαστάσεις. Η έκταση της καλής εφαρμογής όμως των προκατασκευασμένων στηριγμάτων στα εμφυτεύματα ήταν μεγαλύτερη σε σύγκριση με τα εξατομικευμένα.¹⁴¹

Table 3 Interference Width Relevant to Each Implant Type

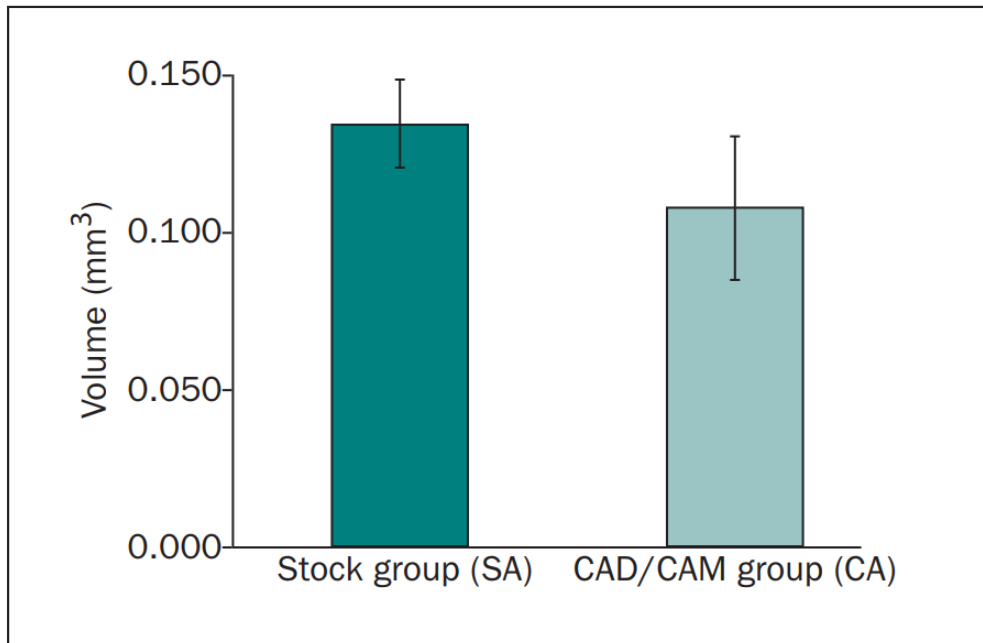
Type of implant-abutment	Mean interference width (mm)
Stock	18 (SD: 2)*
CAD/CAM	14 (SD: 3)*

Πίνακας 9. Παρεμβολή του εύρους σε σχέση με κάθε τύπο εμφυτεύματος¹⁴¹

Table 4 Interference Length and Volume Relevant to Each Implant Type

Type of implant-abutment	Interference	
	Length (mm)	Volume (mm^3)
Stock	763 (SD: 10)*	0.134 (SD: 0.014)*
CAD/CAM	816 (SD: 43)*	0.108 (SD: 0.023)*

Πίνακας 10. Παρεμβολή του μήκους και του όγκου σε σχέση με κάθε είδος εμφυτεύματος¹⁴¹



Σχεδιάγραμμα 5. Όγκος του υλικού που προκαλεί μόνωση των δύο διαφορετικών ομάδων στηριγμάτων.¹⁴¹

Στην έρευνα των Ma et al.¹³⁰ με τίτλο «Μηχανικές ιδιότητες και οριακή εφαρμογή των προκατασκευασμένων στηριγμάτων σε σύγκριση με εξατομικευμένα στηρίγματα: Μια συγκριτική μελέτη» έγινε σύγκριση μιας ομάδας προκατασκευασμένων στηριγμάτων (Ø5.5, GH2.5, Dentium, Seoul, Korea) και μιας ομάδας εξατομικευμένων στηριγμάτων p (Ø5.5, GH2.5, εταιρείας πιστοποιημένη από την Dentium, Shanghai, China) όσον αφορά στην εφαρμογή. Οι δύο ομάδες χωρίστηκαν στις εξής υποομάδες:

1. Προκατασκευασμένα στηρίγματα πριν τη φόρτιση (PB)
2. Προκατασκευασμένα στηρίγματα μετά τη φόρτιση (PA)
3. Εξατομικευμένα στηρίγματα πριν τη φόρτιση (CB)
4. Εξατομικευμένα στηρίγματα μετά τη φόρτιση (CA)

Στη συνέχεια, τα στηρίγματα αυτών των ομάδων εξετάστηκαν χρησιμοποιώντας ένα ηλεκτρονικό μικροσκόπιο σάρωσης (SEM) αφού προηγήθηκαν οι κατάλληλες τομές (Εικ. 44).

Με τη χρήση του SEM αξιολογήθηκε το μήκος της στενής επαφής (tight contact TC) μεταξύ στηρίγματος και εμφυτεύματος. Τρία σημεία της ένωσης στηρίγματος – εμφυτεύματος μετρήθηκαν για την αξιολόγηση της στενής επαφής (Εικ. 45):

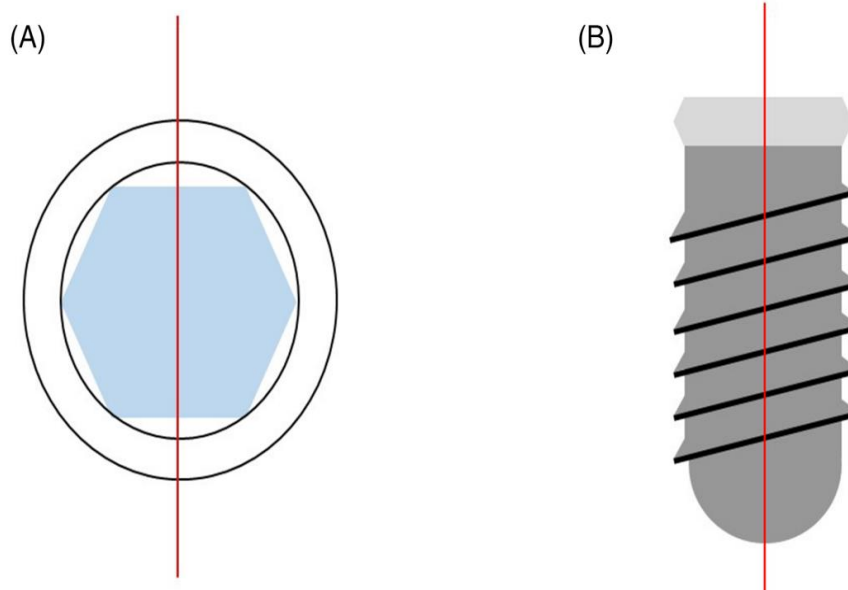
1. Η κωνική ένωση (conical connection CC)
2. Η χαμηλότερη εσωτερική ένωση (lower internal connection LIC)
3. Οι σπείρες της βίδας (screw threads STs)

Τα αποτελέσματα αυτής της έρευνας έδειξαν ότι τα προκατασκευασμένα στηρίγματα και εμφυτεύματα βρίσκονταν σε στενή επαφή και ότι ο βαθμός επαφής ήταν ανώτερος σε

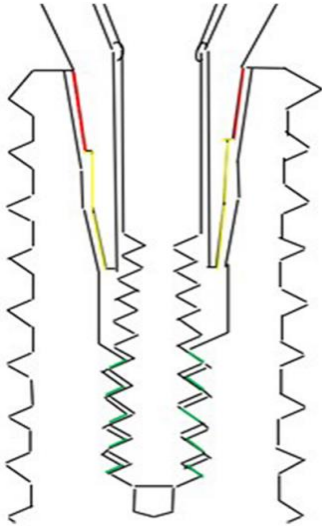
σύγκριση με αυτόν των εξατομικευμένων στηρίγματα πριν από τη φόρτιση. Επίσης, παρατηρήθηκαν μορφολογικές διαφορές στην περιοχή επαφής μεταξύ του στηρίγματος και της βίδας.

Στα προκατασκευασμένα στηρίγματα υπήρχε μια λοξή σύνδεση, ενώ στα εξατομικευμένα μια τεθλασμένη σύνδεση. Μετά το φορτίο κόπωσης, η τεθλασμένη σύνδεση παρουσίασε φθορά, ενώ η ομάδα των προκατασκευασμένων στηριγμάτων δεν παρουσίασε εμφανείς αλλαγές.

Τα αποτελέσματα της μέτρησης του μήκους επαφής έδειξαν ότι η CC και η LIC και των δύο πλευρών είχαν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των προκατασκευασμένων και εξατομικευμένων ομάδων ($p < 0.05$). Ταυτόχρονα, για τις ίδιες παραμέτρους, τα STs δεν είχαν στατιστικά σημαντικές διαφορές. Επιπλέον, δεν υπήρχαν διαφορές μεταξύ των δύο πλευρών επαφής στις CC, LIC και STs καμιάς εκ των δύο ομάδων. Με βάση αυτά τα αποτελέσματα οι ερευνητές κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι τα προκατασκευασμένα στηρίγματα παρουσιάζουν καλύτερη εφαρμογή πριν και μετά τη κυκλική φόρτιση σε σχέση με τα εξατομικευμένα στηρίγματα. Γι' αυτό οι κλινικοί θα πρέπει να βρουν την ισορροπία όσον αφορά στις μηχανικές ιδιότητες και την αισθητική κατά τη διαδικασία επιλογής του κατάλληλου στηρίγματος για τον ασθενή.¹³⁰



Εικ. 44 Α) διατομή κατά μήκος στον οριζόντιο άξονα Β) διαμήκης τομή.¹³⁰



Εικ. 45 Μετρήσεις των τριών σημείων στενής επαφής. Οι κόκκινες γραμμές δείχνουν τη CC της διεπιφάνειας εμφυτεύματος-στηρίγματος. Οι κίτρινες γραμμές την LIC της διεπιφάνειας εμφυτεύματος-στηρίγματος. Οι πράσινες γραμμές δείχνουν την περιοχή ένωσης των σπειρών της βίδας με την εσωτερική σπείρα του εμφυτεύματος.¹³⁰

3.2 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΜΕ ΤΗΝ ΤΕΧΝΙΚΗ ΧΥΤΕΥΣΗΣ-ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΑΠΟ ΚΡΑΜΑΤΑ ΧΡΩΜΙΟΚΟΒΑΛΤΙΟΥ

Από τις πρώτες τεχνικές για την κατασκευή εξατομικευμένων στηριγμάτων για να ξεπεραστούν οι αισθητικές προκλήσεις ήταν η συμβατική τεχνική χύτευσης. Πιο συγκεκριμένα, χρησιμοποιήθηκαν αρχικά τα στηρίγματα τύπου UCLA με το χυτεύσιμο πλαστικό στέλεχος. Λόγω όμως της διαδικασίας κατασκευής αυτών των στηριγμάτων, υπήρξε βάσιμος λόγος ανησυχίας αν αυτά τα εξατομικευμένα στηρίγματα παρουσίαζαν μια εφαρμογή εμφυτεύματος-στηρίγματος ανάλογη με αυτή που παρουσιάζουν τα προκατασκευασμένα στηρίγματα τιτανίου. Γι' αυτό το λόγο, αναπτύχθηκε μια ενδιάμεση λύση, σύμφωνα με την οποία προκατασκευασμένα στηρίγματα UCLA κατασκευασμένα από κράμα χρυσού θα μπορούσαν να χυτευθούν απευθείας για να επιτρέψουν την ενσωμάτωση της αποκατάστασης με το στήριγμα. Ακόμα κι αυτή όμως η διαδικασία θα μπορούσε να παρουσιάσει παραμόρφωση του προκατασκευασμένου τμήματος είτε λόγω της διαδικασίας χύτευσης είτε κατά τη διάρκεια των κύκλων όπτησης του κεραμικού υλικού ή συνδυασμού και των δύο παραγόντων.¹⁴²⁻¹⁴³

Η έρευνα των Byrne et al.¹⁴⁴ με τίτλο «Η εφαρμογή των χυτών και προκατασκευασμένων επιεμφυτευματικών στηριγμάτων» είχε σαν σκοπό να συγκρίνει την οριακή εφαρμογή και προσαρμογή των προκατασκευασμένων στηριγμάτων με αυτή των χυτών εξατομικευμένων στηριγμάτων από κράμα χρυσού-παλλαδίου που ολοκληρώθηκαν στο εργαστήριο όσον αφορά:

- Στην οριακή εφαρμογή μεταξύ εμφυτεύματος και στηρίγματος

- Στην εφαρμογή και προσαρμογή μεταξύ της χρυσής βίδας και τη βάση της βίδας στο στήριγμα

Οι ομάδες των στηριγμάτων που ελέγχθηκαν ήταν οι εξής:

1. CeraOne (κατασκευασμένο από την εταιρεία NobelPharma, Sweden) σε εμφύτευμα Nobel Pharma
2. STR (κατασκευασμένο από την εταιρεία Implant Innovations Inc.) σε εμφύτευμα 3I
3. UCLA από πλαστικό πρόπλασμα (κατασκευασμένο από την εταιρεία Implant Innovations Inc.) σε εμφύτευμα 3I
4. UCLA από πλαστικό πρόπλασμα (κατασκευασμένο από την εταιρεία Implant Innovations Inc.) σε εμφύτευμα Nobel Pharma
5. UCLA προκατασκευασμένο με προκατασκευασμένη χρυσή βάση (κατασκευασμένο από την εταιρεία Implant Innovations Inc.) σε εμφύτευμα 3I
6. UCLA προκατασκευασμένο με προκατασκευασμένη χρυσή βάση (κατασκευασμένο από την εταιρεία Implant Innovations Inc.) σε εμφύτευμα 3I

Σε όλες τις ομάδες χρησιμοποιήθηκε χρυσή βίδα για την κοχλίωση και στις ομάδες 3,4 και 5 ακολούθησαν κύκλοι όπτησης κεραμικού.

Οι ερευνητές κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι τα προκατασκευασμένα στηρίγματα, συμπεριλαμβανομένων και αυτών που επιχτυούνται και υπόκεινται σε κύκλους όπτησης κεραμικού υλικού παρουσιάζουν καλύτερη εφαρμογή σε σχέση με αυτά που κατασκευάζονται από χυτεύσιμα προπλάσματα και ολοκληρώνονται στο εργαστήριο.¹⁴⁴

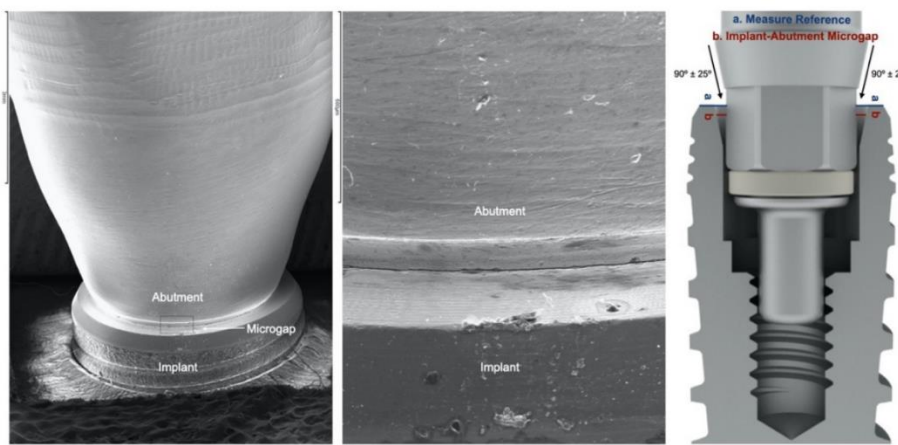
Το υψηλό κόστος όμως των κραμάτων χρυσού είχε σαν αποτέλεσμα τη διάδοση των κραμάτων χρωμιοκοβαλτίου. Τα κράματα χρωμιοκοβαλτίου παρουσιάζουν εξαιρετικές μηχανικές ιδιότητες και χαμηλό κόστος. Επίσης, δίνουν τη δυνατότητα επιλογής διαφορετικών μεθόδων παραγωγής στηριγμάτων όπως είναι η κοπή, η επιλεκτική τήξη με λέιζερ και η συμβατική μέθοδος χύτευσης. Τα αποτελέσματα της εφαρμογής των στηριγμάτων εξαρτώνται και από τη μέθοδο παραγωγής.

Η έρευνα των Molinero-Mourelle P et al.¹⁴⁵ με τίτλο «Επίδραση της τεχνικής κατασκευής στο μικροκενό των στηριγμάτων χρωμιοκοβαλτίου και ζirkονίου κατασκευασμένα με CAD/CAM σε εμφύτευμα κωνικής σύνδεσης: Μια εργαστηριακή μελέτη» είχε σαν σκοπό τη διερεύνηση των μικροκενών στη διεπιφάνεια του εμφυτεύματος-στηρίγματος, όταν γίνεται χρήση στηριγμάτων ζirkονίας και χρωμιοκοβαλτίου. Συνολικά τέσσερις ομάδες εξετάστηκαν:

1. Στηρίγματα χρωμιοκοβαλτίου με τη μέθοδο κοπής (milling)
2. Στηρίγματα χρωμιοκοβαλτίου με τη μέθοδο επιλεκτικής τήξης με λέιζερ (slm)
3. Στηρίγματα χρωμιοκοβαλτίου με τη συμβατική μέθοδο χυτηρίου (casting)
4. Στηρίγματα ζirkονίας (milling)

Ο έλεγχος της εφαρμογής έγινε με τη χρήση ηλεκτρονικού μικροσκοπίου σάρωσης (SEM) μετά από κυκλική φόρτιση και αφού έγιναν οι κατάλληλες τομές (Εικ. 46). Τα αποτελέσματα της έρευνας έδειξαν μικρότερα μικροκενά στα στηρίγματα χρωμιοκοβαλτίου που παρήχθησαν με τη μέθοδο κοπής (0.69–8.39 μm) και στα

στηρίγματα ζirkονίας (0.12–6.57 μm), σε σύγκριση με τα στηρίγματα χρωμιοκοβαλτίου που παρήχθησαν με τη μέθοδο της επιλεκτικής τήξης με λέιζερ (7.31–25.7 μm) και με τη συμβατική μέθοδο χυτηρίου (1.68–85.97 μm). (Πίν. 11) Με βάση αυτά τα αποτελέσματα οι ερευνητές κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι η επιλογή του υλικού και της διαδικασίας παραγωγής είχε σημαντική επίπτωση στο μέγεθος των μικροκενών στη διεπιφάνεια εμφυτεύματος και στηρίγματος. Τα στηρίγματα ζirkονίας και χρωμιοκοβαλτίου που παρήχθησαν με τη μέθοδο κοπής παρουσίαζαν καλύτερη εφαρμογή σε σχέση με τα στηρίγματα χρωμιοκοβαλτίου που παρήχθησαν με τη μέθοδο *slm* και χυτηρίου. Όλες οι ομάδες που εξετάστηκαν παρουσίασαν μικροκενά μέσα στα κλινικά αποδεκτά όρια, δηλαδή τα 10 έως 150 μm .¹⁴⁵



Εικ. 46 Στηρίγμα χρωμιοκοβαλτίου κατασκευασμένο με τη μέθοδο κοπής, σύστημα αξιολόγησης μη εφαρμογής με τη χρήση SEM, και μέθοδος μέτρησης μικροκενών.¹⁴⁵

Fabrication Technique and Material				
Data	ZirCAD	Co-CrMill	Co-CrLS	Co-CrCL
Microgap Per Area				
N	16	16	16	16
Buccal	2.45 ± 1.91	3.62 ± 4.83	11.54 ± 10.08	19.57 ± 27.25
Palatal	1.70 ± 1.41	2.02 ± 1.21	12.97 ± 15.44	18.79 ± 30.64
Mesial	3.02 ± 5.37	1.73 ± 1.60	16.71 ± 8.68	18.44 ± 25.93
Distal	3.11 ± 2.65	1.66 ± 2.10	13.17 ± 13.13	16.78 ± 25.02
Mean Microgap				
Mean	2.57 ± 1.54	2.26 ± 1.96	13.60 ± 5.83	18.40 ± 22.89
Median	2.32	1.35	11.13	8.18
Minimum	0.12	0.69	7.31	1.68
Maximum	6.57	8.39	25.73	85.97

Πίνακας 11. Μέσες τιμές και τυπικές αποκλίσεις για το μικροκενό (μm) στην παρειακή, γλωσσική, μέση και άπω πλευρά και συνολικές μέσες τιμές και τυπικές αποκλίσεις για το μικροκενό (μm) των τεσσάρων ομάδων που αξιολογήθηκαν.¹⁴⁵

Η έρευνα των Gonzalo et al.¹⁴⁶ «Αξιολόγηση των στηριγμάτων τιτανίου που παρήχθησαν με μέθοδο κοπής έναντι των στηριγμάτων χρωμιοκοβαλτίου που παρήχθησαν με τη μέθοδο επιλεκτικής τήξης με λέιζερ στην οριακή εφαρμογή στην εσωτερική σύνδεση εμφυτεύματος-στηρίγματος» είχε σαν σκοπό να ερευνήσει και να συγκρίνει τα δύο υλικά (τιτάνιο και χρωμιοκοβάλτιο) και τις δύο μεθόδους παραγωγής (milling και slm) ως προς την οριακή εφαρμογή στη διεπιφάνεια στηρίγματος και εμφυτεύματος. Η αξιολόγηση του μικροκενού έγινε με τη χρήση SEM. Τα αποτελέσματα της έρευνας έδειξαν ότι η συνολική μέση μη εφαρμογή στο όριο για τα στηρίγματα τιτανίου με τη μέθοδο κοπής, ανεξάρτητα από το σύστημα εμφυτευμάτων, ήταν μεταξύ $0.75 \pm 1.27\mu\text{m}$ και η μέση τιμή των στηριγμάτων χρωμιοκοβαλτίου με τη μέθοδο επιλεκτικής τήξης με λέιζερ ήταν μεταξύ $11.83 \pm 13.21\mu\text{m}$. Στον πίνακα 12 φαίνεται η μέση τιμή και η σταθερή απόκλιση (SD) για τις ομάδες που εξετάστηκαν. Οι ομάδες AM και MM δεν παρουσίασαν μετρήσιμα μεγέθη στην μη εφαρμογή. Επίσης, αυτές οι δύο ομάδες παρουσίασαν τη μικρότερη μη εφαρμογή για τα στηρίγματα παρασκευασμένα με τη μέθοδο επιλεκτικής τήξης με λέιζερ. Οι ερευνητές με βάση τα αποτελέσματα κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι τα στηρίγματα τιτανίου που κατασκευάστηκαν με τη μέθοδο κοπής παρουσίασαν τις χαμηλότερες τιμές κενού για το κάθε σύστημα εμφυτεύματος που εξετάστηκε. Επίσης, το σύστημα του εμφυτεύματος και ο τύπος του στηρίγματος επηρεάζουν την εφαρμογή. Τα στηρίγματα χρωμιοκοβαλτίου κατασκευασμένα με τη τεχνική SLM παρουσίασαν τιμές κενού που ήταν στα αποδεκτά κλινικά όρια.¹⁴⁶

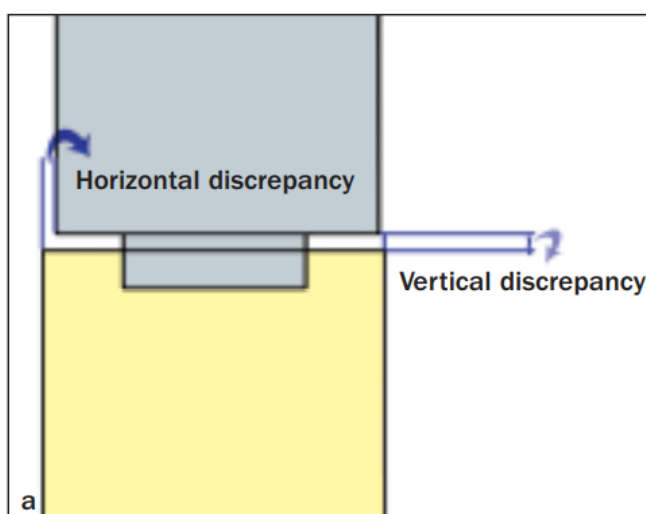
Test Group		n	Mean	SD
AVINENT (A) Santpedor, Spain	AM	10	0	0
	AS	10	5.81	10.29
GT MEDICAL (G) Madrid, Spain.	GM	10	2.32	1.70
	GS	10	11.77	12.41
MOZO GRAU (M) Valladolid, Spain.	MM	10	0	0
	MS	10	4.36	6.29
PHIBO (P) Senmenant, Spain.	PM	10	0.68	0.31
	PS	10	25.38	12.27

Πίνακας 12. Μέσες και τυπικές αποκλίσεις (SD) των τιμών μη εφαρμογής (μικρόμετρα) για τα συστήματα των του εμφυτευμάτων και των υλικών των στηριγμάτων (M:στηρίγματα τιτανίου με τη μέθοδο κοπής- Milling) (S: στηρίγματα χρωμιοκοβαλτίου με τη μέθοδο SLM)¹⁴⁶

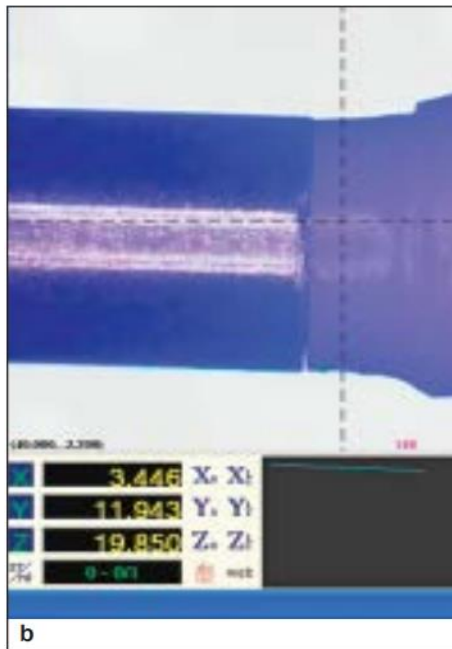
3.3 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΖΙΡΚΟΝΙΑΣ

Με τη χρήση του ψηφιακού πρωτόκολλου εργασίας δόθηκε η δυνατότητα επιλογής διαφορετικών υλικών κατασκευής στηριγμάτων, πέραν του τιτανίου και των κραμάτων χρωμιοκοβαλτίου. Αυτά τα υλικά, κατά κύριο λόγο, ήταν κεραμικά, όπως η ζirkονία, και είχαν το κύριο πλεονέκτημα να μην παρουσιάζουν μεταλλική γκρι απόχρωση. Αυτή τους η ιδιότητα τα έκανε δημοφιλή ως επιλογή των κλινικών για να αντιμετωπιστούν τα απαιτητικά αισθητικά περιστατικά. Πέρα όμως από την αισθητική για την επιτυχία μιας επιεμφυτευματικής αποκατάστασης, μείζονος σημασίας είναι και η σωστή εφαρμογή της διεπιφάνειας του στηρίγματος με το εμφύτευμα. Γι' αυτόν το λόγο, πολλές έρευνες σύγκριναν την εφαρμογή των στηριγμάτων ζirkονίας με αυτή των προκατασκευασμένων στηριγμάτων τιτανίου, που αποτελεί το χρυσό κανόνα.

Στην έρευνα των Alikhasi et al.¹⁴⁷ με τίτλο «Σύγκριση ακρίβειας εφαρμογής, ελευθερίας περιστροφής και απώλεια ροπής στηριγμάτων ζirkονίας με αντιγραφή κοπής (copy milled) και προκατασκευασμένων στηριγμάτων τιτανίου» οι ερευνητές σύγκριναν την εφαρμογή προκατασκευασμένων στηριγμάτων τιτανίου (Easy Abutment, Nobel Biocare) και εξατομικευμένων στηριγμάτων ζirkονίας πάνω σε εμφυτεύματα με εξωτερική πλατφόρμα εξαγώνου διάστασης 0.7mm (Branemark, Nobel Biocare.). Η μέτρηση της οριακής εφαρμογής έγινε με τη χρήση μιας μηχανής μέτρησης βίντεο (video measuring machine VMM) (Εικ. 47 και 48). Οι μετρήσεις ως προς την μη εφαρμογή έγιναν στο κάθετο και οριζόντιο επίπεδο. Οι τιμές των μετρήσεων παρουσιάζονται στον πίνακα 13. Σύμφωνα με τα αποτελέσματα οι ερευνητές κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι η εφαρμογή των εξατομικευμένων στηριγμάτων ζirkονίας στην πλατφόρμα του εμφυτεύματος είναι κατώτερη σε σύγκριση με των προκατασκευασμένων στηριγμάτων τιτανίου. Παρόλα αυτά, η λιγότερο ακριβής εφαρμογή των στηριγμάτων ζirkονίας δεν επηρέασε τη δυνατότητα να διατηρούν την ροπή που εφαρμόστηκε στη βίδα.



Εικ. 47 Σχηματικό σχέδιο της διαφοράς εμφυτεύματος στηρίγματος. Τα βέλη παρουσιάζουν την οριζόντια και κάθετη διαφορά.¹⁴⁷



Εικ. 48 Διεπιφάνεια Εμφυτεύματος-Στηρίγματος κάτω από το VMM.¹⁴⁷

Table 1 Measurements of Marginal Discrepancy, Rotational Freedom, and Torque Loss for the Tested Abutments								
Abutment	Part 1			Part 2		Part 3	Part 4	
	Short diameter (mm)	Long diameter (mm)	Concentricity (mm)	Horizontal discrepancy (mm)	Vertical discrepancy (mm)	Rotational freedom (deg)	Torque loss (Ncm)	Torque loss (%)
Prefabricated								
Mean	2.74	3.03	.015	.002	.00	.99	12.71	36.32
Min	2.74	3.01	.02	.002	.00	.89	11.0	31.43
Max	2.74	3.10	.02	.002	.00	1.18	15.0	42.86
SD	.001	.05	.001	.00	.00	.13	1.70	4.87
Zirconia								
Mean	2.89	3.33	.03	.005	.0006	8.28	15.50	44.29
Min	2.85	3.29	.03	.003	.00	7.11	10.0	28.57
Max	2.96	3.41	.04	.006	.002	9.007	24.0	68.57
SD	.036	.04	.007	.001	.001	.69	4.76	10.30
P value	< .001	< .001	< .001	< .001	.14	< .001	.23	.17

Πίνακας 13. Μετρήσεις της οριακής διαφοράς, ελευθερίας περιστροφής και απώλειας ροπής για τα στηρίγματα που ελέγχθηκαν.¹⁴⁷

mean=μέση τιμή, min = ελάχιστη, max = μέγιστη SD =σταθερή απόκλιση

Στην έρευνα των Jong-Il Park et al.¹⁴⁸ με τίτλο «Σύγκριση στην αντοχή στη θραύση και στην ακρίβεια εφαρμογής των εξατομικευμένων στηριγμάτων ζirkονίας σε σύγκριση με προκατασκευασμένα στηρίγματα ζirkονίας σε εμφυτεύματα εσωτερικού εξαγώνου» έγινε σύγκριση των προκατασκευασμένων στηριγμάτων ζirkονίας (ZirAce, Acucera, Seoul, Korea) με εξατομικευμένα στηρίγματα ζirkονίας. Για την μέτρηση της εφαρμογής της διεπιφάνειας των στηριγμάτων στο εμφύτευμα έγινε μια τομή στον επιμήκη άξονα του στηρίγματος – εμφυτεύματος (Εικ.49-50) και η μέτρηση έγινε με μικροσκόπιο σε ένα ψηφιακό μετρητή μικροσκληρότητας (MXΤ70, Matsuzawa, Tokyo, Japan) σε ανάλυση 0.1 μm. Η οριακή και η εσωτερική εφαρμογή των στηριγμάτων προς το εμφύτευμα μετρήθηκε ως προς το κενό στον οριζόντιο και κάθετο άξονα καθώς και ως προς το κενό στο όριο του εμφυτεύματος (Πιν 14-15 σχεδ 6). Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι το κενό στο όριο και στον οριζόντιο άξονα των εξατομικευμένων στηριγμάτων ήταν μεγαλύτερο σε σύγκριση με τα προκατασκευασμένα στηρίγματα ($p < 0.01$). Το κάθετο κενό στην οριζόντια προεξοχή δεν παρουσίασε διαφορά ανάμεσα στα διαφορετικά ήδη στηριγμάτων. Σύμφωνα με αυτά τα αποτελέσματα, η οριακή εφαρμογή των εξατομικευμένων στηριγμάτων ζirkονίας δεν ήταν τόσο ικανοποιητική όσο η εφαρμογή που παρουσίασαν τα προκατασκευασμένα στηρίγματα ζirkονίου.



Εικ. 49 Διατομή των προκατασκευασμένων στηριγμάτων ζirkονίας (ZirAce) ¹⁴⁸



Εικ. 50 Διατομή εξατομικευμένων στηριγμάτων ζirkονίας (Zirkozahn) ¹⁴⁸

TABLE 3 Mean Value (SD) for Marginal, Vertical, and Horizontal Gap (μm) between Implant and Abutment (n = 10)

	Marginal Gap	Vertical Gap	Horizontal Gap
Prefabricated abutment	4.3 (2.9)	106.5 (13.5)	19.3 (12.6)
Customized abutment	11.5 (9.0)	105.0 (36.6)	28.8 (14.3)

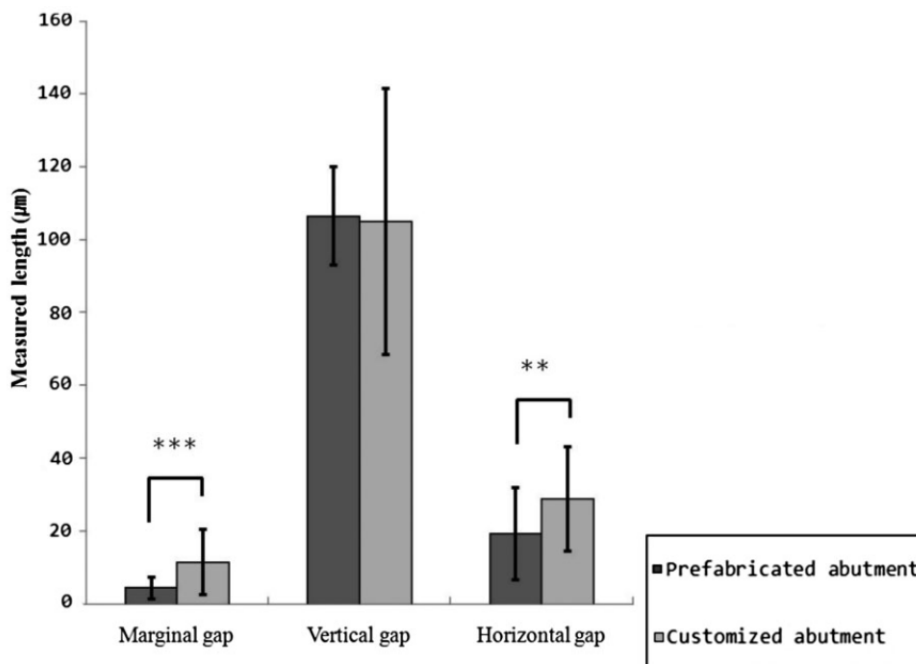
Πίνακας 14. Μέση τιμή (σταθερή απόκλιση) για το οριακό, κάθετο και οριζόντιο κενό (μm) μεταξύ εμφυτεύματος και στηρίγματος (n=10) ¹⁴⁸

TABLE 4 Statistical Analysis of Prefabricated Zirconia Abutment and Customized Zirconia Abutment

		Mean	N	SD	t	p
Fracture strength (N)	P	1,064.1	10	155.6	-4.561***	.001
	C	1,430.2	10	219.7		
Marginal gap (μm)	P	4.3	10	2.9	-2.388***	.000
	C	11.5	10	9.0		
Vertical gap (μm)	P	106.5	10	13.5	0.161	.874
	C	105.0	10	36.6		
Horizontal gap (μm)	P	19.3	10	12.6	-2.967**	.008
	C	28.8	10	14.3		

Πίνακας 15. Στατιστική ανάλυση προκατασκευασμένου στηρίγματος ζirkονίας και εξατομικευμένου στηρίγματος ζirkονίας

p<.01, *p<.001. P=προκατασκευασμένο στήριγμα ; C=εξατομικευμένο στήριγμα ; SD=μέση απόκλιση ¹⁴⁸



Σχεδιάγραμμα 6. Τα οριακά, κάθετα και οριζόντια κενά μεταξύ των στηριγμάτων ζirkονίας και του εμφυτεύματος

(σκούρο γκρι προκατασκευασμένα στηρίγματα, ανοιχτό γκρι εξατομικευμένα στηρίγματα)¹⁴⁸

Στην έρευνα των Baldassari et al.¹¹⁴ με τίτλο «Οριακή ακρίβεια τριών ενώσεων εμφυτευμάτων- κεραμικών στηριγμάτων» τρεις συνδυασμοί εξατομικευμένων στηριγμάτων ζirkονίας με εμφύτευμα και ένας συνδυασμός στηρίγματος τιτανίου και εμφυτεύματος σαν ομάδα ελέγχου. Οι συνδυασμοί ήταν οι εξής:

1. NP: εξατομικευμένα στηρίγματα ζirkονίου Nobel ProCera με ένωση(inserts) τιτανίου σε Replace Select Tapered TiUnite εμφυτεύματα (4.3 × 13 mm, lot 671546) (Nobel Biocare)
2. B3i: εξατομικευμένα στηρίγματα ζirkονίου Encode και NanoTite Tapered Certain εμφυτεύματα(4 mm/3 mm × 15 mm, lot 879900) (Biomet 3i)
3. At εξατομικευμένα στηρίγματα ζirkονίου Atlantis και NanoTite Tapered Certain εμφυτεύματα (4 mm/3 mm × 15 mm, lot 879900)
4. Ομάδα ελέγχου (Ti): εξατομικευμένα στηρίγματα τιτανίου Encode και NanoTite Tapered Certain εμφυτεύματα(4 mm/3 mm × 15 mm, lot 879900) (Biomet 3i)

Η μέτρηση έγινε με τη χρήση SEM (Εικ 51-52). Τα αποτελέσματα της έρευνας έδειξαν ότι το συνολικό οριακό κενό στις τρεις ομάδες εμφυτεύματος-στηρίγματος ζirkονίας κυμαινόταν μεταξύ 1.5-34.3 μm (σχεδ. 7). Πιο συγκεκριμένα, το οριακό κενό στις ομάδες ήταν:

1. 1.5 έως 34.3 μm για την ομάδα NP
2. 2.2 έως 11.4 μm για την ομάδα B3i
3. 7.8 έως 21.5 μm για την ομάδα At
4. 1 έως 3.5 μm για την ομάδα ελέγχου Ti

Οι μέσες τιμές (με σταθερές αποκλίσεις ±) για τις ομάδες ήταν οι εξής:

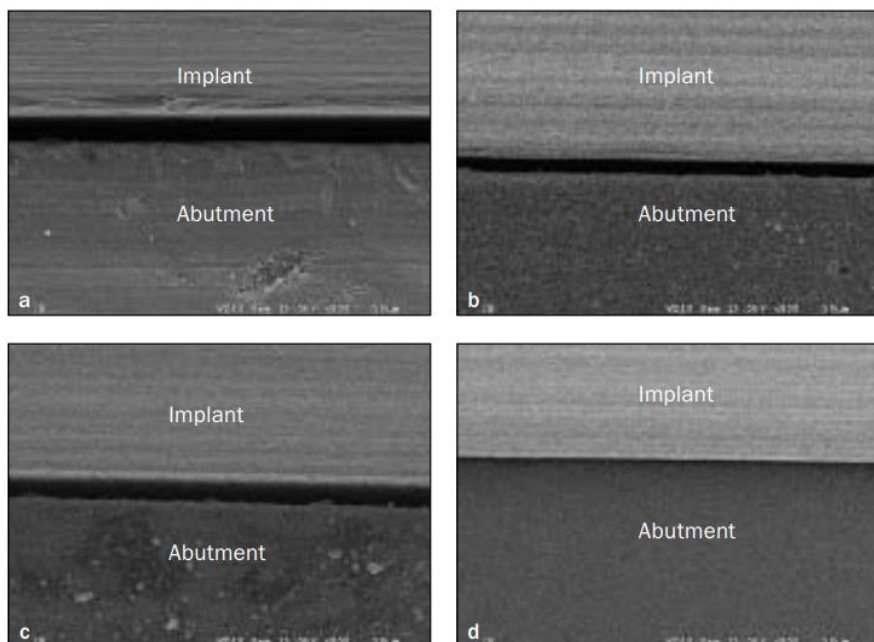
1. 8.4 ± 5.6 μm για την ομάδα NP
2. 5.7 ± 1.9 μm για την ομάδα B3i
3. 11.8 ± 2.6 μm για την ομάδα At
4. 1.6 ± 0.5 μm για την ομάδα ελέγχου Ti

Σύμφωνα με τα αποτελέσματα οι ερευνητές κατέληξαν στα εξής συμπεράσματα:

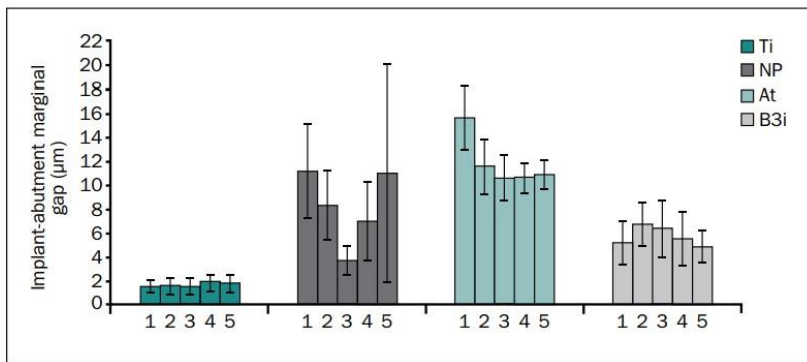
- Η ομάδα ελέγχου, η οποία αποτελούνταν από ένα στήριγμα τιτανίου σε ένα εμφύτευμα τιτανίου, παρουσίαζε μια πιο συνεχή εφαρμογή ανάμεσα από τα δείγματα και τα μικρότερα κενά μεταξύ εμφυτεύματος-στηρίγματος ($\leq 3.5 \mu\text{m}$).
- Όλα τα στηρίγματα ζirkονίου-εμφυτεύματος παρουσίασαν σημαντικά μεγαλύτερη οριακή ανακρίβεια.
- Ανάμεσα στις ομάδες των στηριγμάτων ζirkονίας-εμφυτεύματος, η ομάδα με την εκτεταμένη εσωτερική ένωση κεραμικού (Encode abutment/NanoTite Tapered Certain implant, Biomet 3i) παρουσίασε την πιο αξιόπιστη εφαρμογή.
- Οι συνέπειες της ανακρίβειας στην οριακή εφαρμογή εμφυτεύματος-στηρίγματος και ο κίνδυνος μικροβιακής μικροδιαρροής θα πρέπει να αξιολογηθεί περαιτέρω με κλινικές έρευνες.¹¹⁴



Εικ. 51 Διεπιφάνεια ορίου μεταξύ εμφυτεύματος- στηρίγματος από μια πλευρά. Συνολικά 30 Εικόνες μέσω SEM πάρθηκαν για κάθε πλευρά για κάθε δείγμα, με την κάμερα να λαμβάνει την κάθε Εικόνα σε φορά ρολογιού όπως δείχνει το βέλος. ¹¹⁴



Εικ. 52 Εικόνες μέσω SEM που δείχνουν το οριακό κενό της κάθε ομάδας εμφυτεύματος-στηρίγματος. a) NP; (b) B3i; (c) At; (d) Ti (WD [working distance] απόσταση εργασίας 10.0 mm, μεγένθυση × 800). ¹¹⁴



Σχεδιάγραμμα 7. Μέση τιμή και σταθερές αποκλίσεις των οριακών κενών για κάθε δείγμα. Marta Baldassarri et al. Marginal Accuracy of Three Implant–Ceramic Abutment Configurations *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* Volume 27, Number 3, 2012

3.4 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΑΠΟ ΔΙΠΥΡΙΤΙΚΟ ΛΙΘΙΟ

Το διπυριτικό λίθιο αποτελεί ακόμα μια επιλογή του κλινικού για την κατασκευή ενός εξατομικευμένου στηρίγματος για την αντιμετώπιση των αισθητικά απαιτητικών επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων. Οι μηχανικές του ιδιότητες ενδεικνύουν τη χρήση του για την κατασκευή συγκολληοκλιούμενου στηρίγματος με τη χρήση μιας βάσης τιτανίου. Το πλεονέκτημα των προκατασκευασμένων βάσεων τιτανίου είναι ότι εξασφαλίζουν την ακρίβεια στη διεπιφάνεια με το εμφύτευμα. Η εφαρμογή όμως του στηρίγματος διπυριτικού λιθίου με τη βάση τιτανίου εξαρτάται από την μέθοδο παραγωγής. Στηρίγματα διπυριτικού λιθίου μπορούν να κατασκευαστούν είτε με τη μέθοδο θερμοσυμπίεσης ή με κοπή με τη χρήση CAD/CAM.¹⁴⁹

Έρευνα με τίτλο «Η επίδραση διαφορετικών τεχνικών κατασκευής του κέρινου προπλάσματος στην οριακή εφαρμογή των εξατομικευμένων επιεμφυτευματικών στηριγμάτων κατασκευασμένα από διπυριτικό λίθιο» εκτίμησε την επίδραση διαφορετικών μεθόδων παραγωγής του κέρινου προπλάσματος στην οριακή εφαρμογή των εξατομικευμένων στηριγμάτων διπυριτικού λιθίου σε βάσεις τιτανίου πριν και μετά την θερμοσυμπίεση. Τα αποτελέσματα της οριακής εφαρμογής των εξατομικευμένων στηριγμάτων με τη μέθοδο θερμοσυμπίεσης συγκρίθηκαν με τα αποτελέσματα στηριγμάτων διπυριτικού λιθίου κατασκευασμένα με τη μέθοδο κοπής. (Εικ. 53) Οι μέθοδοι κατασκευής του κέρινου προπλάσματος ήταν οι εξής:

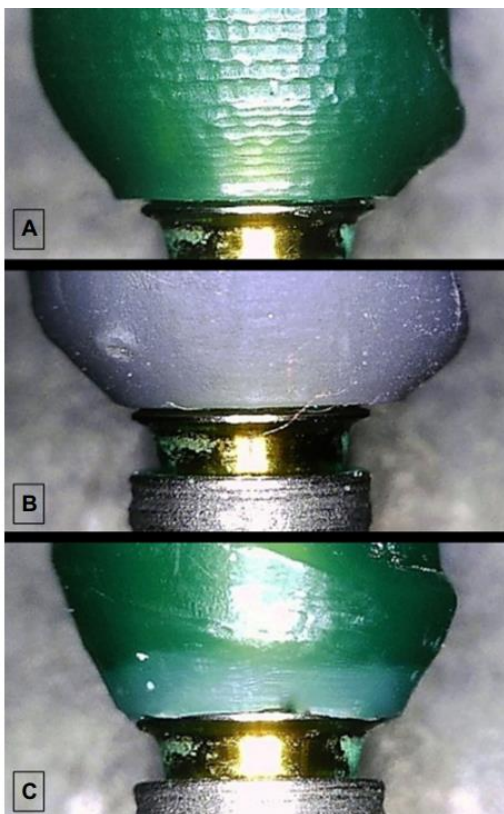
1. Συμβατικό κέρωμα
2. Κοπή του κέρινου προπλάσματος με τη χρήση συσκευής CAD/CAM
3. Τρισδιάστατη εκτύπωση

Τα κέρινα προπλάσματα που προέκυψαν από την κάθε μέθοδο κατασκευής αξιολογήθηκαν ως προς την οριακή εφαρμογή με τη βάση τιτανίου. Στη συνέχεια, τα ίδια προπλάσματα αξιολογήθηκαν ως προς την οριακή εφαρμογή με τη βάση τιτανίου μετά τη θερμοσυμπίεση (Εικ 54).

Τα αποτελέσματα αυτής της έρευνας έδειξαν στατιστικά σημαντική διαφορά ($p < 0.001$) μεταξύ της οριακής εφαρμογής των τριών ομάδων κέρινου προπλάσματος. Η μεγαλύτερη μέση τιμή οριακού κενού ήταν η υψηλότερη στην ομάδα των κέρινων προπλάσματος κατασκευασμένα με τη μέθοδο της τρισδιάστατης εκτύπωσης (104.4 ± 13.8) μm . Η ομάδα των κέρινων προπλάσματος με τη μέθοδο CAD/CAM παρουσίασε μέση τιμή (85.5 ± 13.6) μm ενώ η ομάδα των κέρινων προπλάσματος με συμβατικό κέρωμα παρουσίασε μέση τιμή (30 ± 13.09) μm . Μετά τη θερμοσυμπίεση υπήρχαν στατιστικά σημαντικές διαφορές ($p < 0.001$) στην οριακή εφαρμογή μεταξύ των τριών ομάδων. Η μέση τιμή του οριακού κενού ήταν υψηλότερη στην ομάδα των στηριγμάτων διπυριτικού λιθίου που κατασκευάστηκε με την τεχνική τρισδιάστατης εκτύπωσης (103.1 ± 8.5) μm . Η ομάδα των θερμοσυμπιεσμένων στηριγμάτων που το κέρινο πρόπλασμα κατασκευάστηκε με τη μέθοδο κοπής CAD/CAM παρουσίασε μέση τιμή (87.3 ± 7.8) μm και η ομάδα των θερμοσυμπιεζόμενων στηριγμάτων που κατασκευάστηκαν με το συμβατικό κέρωμα παρουσίασε μέση τιμή (25.3 ± 3.9) μm (Πίν. 16).

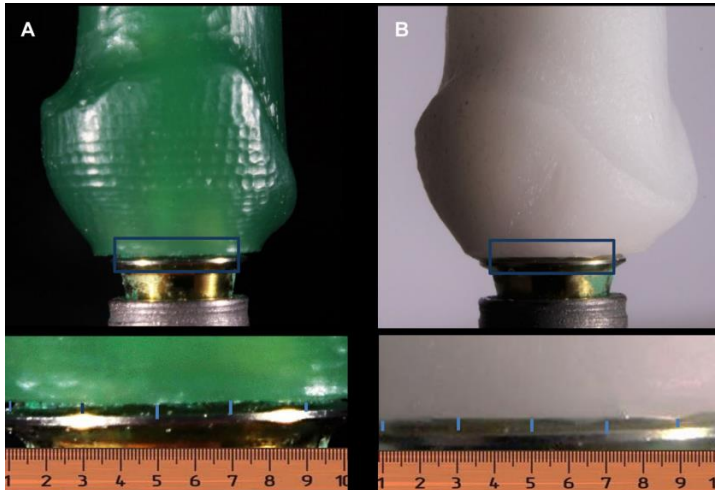
Τέλος, έγινε η σύγκριση της μέσης τιμής οριακής εφαρμογής μεταξύ των ομάδων εξατομικευμένων στηριγμάτων με τη μέθοδο θερμοσυμπίεσης και της ομάδας στηριγμάτων που κατασκευάστηκε με τη μέθοδο κοπής CAD/CAM. Η μέση τιμή οριακού κενού στην ομάδα των στηριγμάτων που κατασκευάστηκαν με τη μέθοδο κοπής CAD/CAM ήταν μικρότερη συγκριτικά με όλες τις ομάδες των στηριγμάτων που κατασκευάστηκαν με θερμοσυμπίεση. Η διαφορά ήταν στατιστικά σημαντική ($p < 0.001$) σε σχέση με τις ομάδες των στηριγμάτων θερμοσυμπίεσης που κατασκευάστηκαν με τη μέθοδο τρισδιάστατης εκτύπωσης και τη μέθοδο κοπής. Η διαφορά με την ομάδα των στηριγμάτων που κατασκευάστηκε με τη μέθοδο συμβατικού κερώματος δεν ήταν στατιστικά σημαντική ($p = 0.577$) (Πιν 17).

Με βάση τα αποτελέσματα οι ερευνητές κατέληξαν ότι η συμβατική μέθοδος κερώματος είναι πιο προβλέψιμη από τις άλλες τεχνικές για την κατασκευή κέρινου προπλάσματος για συγκολλοκοχλιούμενα στηρίγματα. Όλες οι μέθοδοι κατασκευής παρουσίασαν βαθμούς ακρίβειας που βρίσκονται μέσα στα κλινικά αποδεκτά όρια. Παρόλα αυτά, η μέθοδος συμβατικού κερώματος για την κατασκευή εξατομικευμένων στηριγμάτων με τη μέθοδο θερμοσυμπίεσης αποδίδει καλύτερη και πιο σταθερή εφαρμογή μεταξύ της βάσης τιτανίου και των στηριγμάτων σε σύγκριση με τις άλλες μεθόδους.¹⁵⁰



Εικ. 53 Κέρινο πρόπλασμα στηρίγματος με τρεις διαφορετικές τεχνικές κατασκευής.

A) κοπή με τη χρήση CAD/CAM B) τρισδιάστατη εκτύπωση C) συμβατικό κέρωμα.¹⁵⁰



Εικ. 54 Στερεομικρογραφική μέτρηση της οριακής εφαρμογής του κέρινου προπλάσματος Α) πριν τη θερμοσυμπίεση Β) μετά τη θερμοσυμπίεση.¹⁵⁰

Pressed lithium disilicate abutments				
	(A) Before pressing		(B) After pressing	
	Mean	Std. deviation	Mean	Std. deviation
CAD wax (I)	85.5 ^b	13.6	87.3 ^b	7.8
3D printed wax (II)	104.4 ^c	13.8	103.1 ^c	8.5
Conventional layering (III)	30 ^a	13.09	25.3 ^a	3.9
<i>p</i> -Value	<0.001*		<0.001*	

Πίνακας 16. Περιγραφικά στατιστικά στοιχεία (μέση τιμή ± σταθερή απόκλιση) των αποτελεσμάτων οριακής εφαρμογής μετρούμενα σε μικρά για διαφορετικές τεχνικές κατασκευής κέρινου προπλάσματος πριν και μετά τη θερμοσυμπίεση για την κατασκευή στηρίγματος διπυριτικού λιθίου. Doaa Taha et al. The Effect of Different Wax Pattern Fabrication Techniques on the Marginal Fit of Customized Lithium Disilicate Implant Abutments Journal of Prosthodontics 28 (2019)

Milled lithium disilicate abutments	Pressed lithium disilicate abutments from milled wax	Pressed lithium disilicate abutments from 3D printed wax	Pressed lithium disilicate abutments from conventionally layered wax	<i>p</i> -Value
24.4 ^a	87.3 ^b	103.1 ^c	25.3 ^a	<0.001*

Πίνακας 17. Σύγκριση των αποτελεσμάτων της μέσης οριακής εφαρμογής μετρημένα σε mm των διαφορετικών ομάδων θερμοσυμπιεσμένων στηριγμάτων και στηριγμάτων κατασκευασμένα με κοπή.¹⁵⁰

3.5 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΑΠΟ ΡΕΕΚ

Στην περίπτωση των εξατομικευμένων στηριγμάτων από ΡΕΕΚ δεν υπάρχει προσβάσιμη βιβλιογραφία, λόγω του ότι πρόκειται για ένα πολύ σύγχρονο υλικό στην κατασκευή εξατομικευμένων στηριγμάτων για τα οδοντιατρικά δεδομένα. Γι' αυτό το λόγο, απαιτείται περισσότερη εργαστηριακή διερεύνηση για το θέμα της οριακής εφαρμογής της διεπιφάνειας του στηρίγματος με το εμφύτευμα.

Κεφάλαιο 4. Αισθητική

Ο όρος Αισθητική χρησιμοποιείται ευρέως στην καθημερινότητα και έχει απασχολήσει κυρίως την φιλοσοφία ως προς τον ορισμό αρχικά της Αισθητικής και πως εκλαμβάνεται μεταξύ των ανθρώπων. Η έννοια όμως της αισθητικής στην οδοντιατρική αναφέρεται, κυρίως, στην όσο το δυνατόν πιο πιστή αποτύπωση της φυσικής αρμονίας στην προσθετική εργασία. Λαμβάνοντας υπόψιν αυτό τον κανόνα, μια προσθετική εργασία που θα τοποθετηθεί στο στόμα του ασθενή θα πρέπει να ταιριάζει αρμονικά με τα υπόλοιπα φυσιολογικά δόντια του ασθενή ή σε περίπτωση ολικής νωδότητας, με το πρόσωπο, το χαμόγελο και γενικά τις ιδιαίτερες ανατομικές συνθήκες της περιοχής. Στην περίπτωση των επιεμφυτευματικών προσθετικών αποκαταστάσεων δεν μπορεί να επιτευχθεί η αρμονία αυτή χωρίς να συνοδεύεται από ένα αρμονικό προφίλ μαλακών ιστών. Σημαντικός παράγοντας για την επίτευξη του επιθυμητού αισθητικού αποτελέσματος σε μια επιεμφυτευματική προσθετική εργασία είναι η κατάλληλη επιλογή υλικού για την κατασκευή ενός εξατομικευμένου στηρίγματος, καθώς και ο σωστός σχεδιασμός του, έτσι ώστε να ακολουθεί το προφίλ ανάδυσης των ούλων.¹⁵

Για την κατασκευή των αισθητικών στηριγμάτων υπάρχει πληθώρα υλικών, αλλά αυτά που έχουν επικρατήσει λόγω των ιδιοτήτων τους είναι το τιτάνιο, η ζirkονία και το διπυριτικό λίθιο. Ο βασικός τρόπος για την αξιολόγηση του αισθητικού αποτελέσματος στην προσθετική των εμφυτευμάτων είναι με τη μέθοδο της φασματοφωτομετρίας. Ο όρος ΔΕ αφορά στις διαφορές στο χρώμα των δοντιών και η ανώτερη τιμή του έχει οριστεί να είναι ΔΕ=3.7 ως η διαφορά που είναι αντιληπτή από το ανειδίκευτο μάτι.¹⁵¹

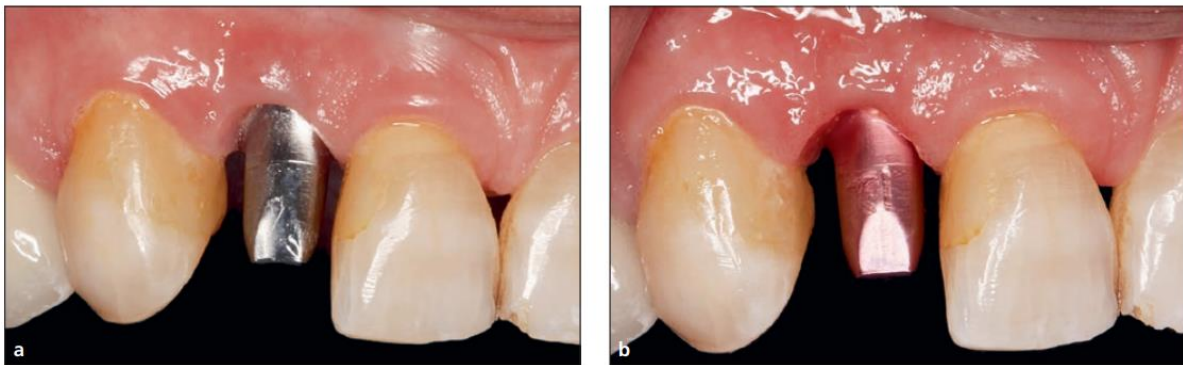
Το ανώτερο όριο ΔΕ για τον προσδιορισμό των κλινικά αξιολογήσιμων διαφορών (eye perceptible) στο βλενογόνο κυμαίνεται, ανάλογα τη βιβλιογραφία, από 3.1 έως 8.4.¹⁵²⁻¹⁵⁴

4.1 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΤΙΤΑΝΙΟΥ

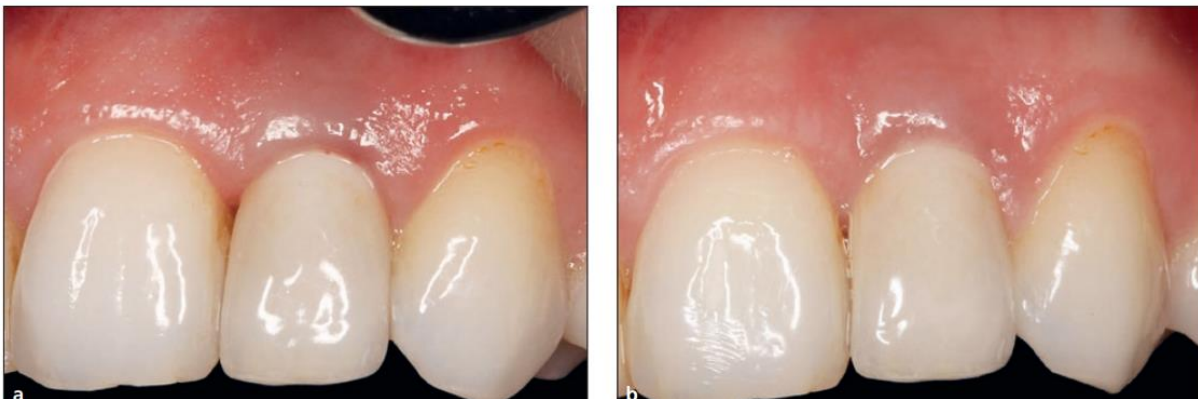
Το τιτάνιο αποτελεί το βασικό υλικό επιλογής για την κατασκευή εξατομικευμένων στηριγμάτων. Το μεταλλικό γκρι χρώμα του, όμως, περιορίζει την αισθητική απόδοση ειδικά σε περιπτώσεις με λεπτό φαινότυπο βλενογόνου, ακόμα και σε περιπτώσεις που το στήριγμα έχει τοποθετηθεί υποουλικά. Διάφορες λύσεις έχουν προταθεί για την αντιμετώπιση της δυσχρωμίας που δημιουργείται από τη χρήση ενός στηρίγματος τιτανίου, όπως είναι η αλλαγή του χρώματος του τιτανίου με μια χρυσή ή ροζ επικάλυψη.

Στην έρευνα των Nurit Bittner et al.¹⁵⁵ με τίτλο «Σύγκριση του χρώματος των περιεμφυτευματικών μαλακών ιστών με τη χρήση ροζ αυχένα και γκρι αυχένα εμφυτευμάτων και στηριγμάτων με βάση το πάχος των μαλακών ιστών»: σε επανέλεγχο 6 μηνών σύγκριναν τα οπτικά αποτελέσματα που είχε η χρήση ενός τυποποιημένου γκρι στηρίγματος και ενός ροζ στηρίγματος στο βλενογόνο (Εικ. 55). Σε αυτήν την έρευνα, αξιολογήθηκε η διαφορά στο χρώμα με βάση τρεις χρωματικές παραμέτρους ΔL* Δa* Δb* (L=φωτεινότητα- Luminosity) (a= red green) b(yellow blue), σε συσχέτιση με το πάχος του

βλεννογόνου (Πίν. 18). Τα αποτελέσματα της έρευνας έδειξαν ότι η χρήση ενός ροζ στηρίγματος επηρέαζε το βλεννογόνο γύρω από εμφύτευμα (Εικ. 56). Πιο συγκεκριμένα, σε ασθενείς με λεπτό βλεννογόνο παρουσιάστηκε στατιστικά σημαντική αλλαγή χρώματος ($P=0.00089$) στον a^* άξονα που αντιπροσωπεύει το κόκκινο χρώμα και αυτό είχε σαν αποτέλεσμα ο βλεννογόνος να φαίνεται πιο ροζ. Με βάση αυτά τα αποτελέσματα οι ερευνητές κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι παρατηρήθηκε αξιολογήσιμη διαφορά μεταξύ του περιεμφυτευματικού βλεννογόνου και των ούλων σε όλες τις ομάδες. Επίσης, κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι η χρήση αναδυόμενων ροζ εμφυτευμάτων και στηριγμάτων μείωνε τη διαφορά στο κόκκινο φάσμα (Δa) στο βλεννογόνο γύρω από το εμφύτευμα, σε σύγκριση με τους παρακείμενους μαλακούς ιστούς σε ασθενείς με λεπτό ουλικό βιότυπο.



Εικ. 55 Χρήση ενός γκρι μεταλλικού στηρίγματος (α) χρήση ενός ροζ στηρίγματος (β).¹⁵⁵



Εικ. 56 Διαφορά στο χρώμα του βλεννογόνου με τη χρήση ενός γκρι μεταλλικού στηρίγματος (α) και ενός ροζ στηρίγματος (β).¹⁵⁵

Table 2 Average Color Differences Between Peri-implant Mucosa and Gingiva by Group (Gray vs Pink) and Gingival Biotype (Thick vs Thin) at 6-Month Follow-up

	No. of patients	Δa^*	Δb^*	ΔL^*	ΔE
Pink, thick	11	0.27	3.10	4.97	8.42
Pink, thin	6	1.44	3.17	3.87	6.2
Gray, thick	14	2.33	3.36	4.48	7.96
Gray, thin	2	1.52	2.32	5.09	6.14
<i>P</i>		.10	.86	.82	.09

One-way ANOVA.

Πίνακας 18. Μέσες χρωματικές διαφορές στον περιεμφυτευματικό βλεννογόνο και στα ούλα ανά ομάδα (γκρι σε σύγκριση με ροζ) και με ουλικό βιότυπο (παχύ συγκρινόμενο με λεπτό) σε επίσκεψη επανελέγχου σε 6 μήνες ¹⁵⁵

Η κλινική μελέτη των Tingting Wang και et al.¹⁵⁶ είχε ως σκοπό να διερευνήσει την αλλαγή χρώματος των περιεμφυτευματικών μαλακών ιστών που περικλείουν στηρίγματα τιτανίου που το χρώμα τους έχει τροποποιηθεί με τη διαδικασία ανοδικής οξειδωσης. Ελέγχθηκαν 4 διαφορετικά ήδη εμφυτευμάτων (Εικ. 57-58):

1. Χρυσά ανοδιωμένα στηρίγματα τιτανίου
2. Ροζ ανοδιωμένα στηρίγματα τιτανίου
3. Μη ανοδιωμένα στηρίγματα τιτανίου ως ομάδα ελέγχου
4. Στηρίγματα ζirkονίου ως ομάδα ελέγχου

Η αξιολόγηση του χρώματος έγινε με τη χρήση φασματοφωτόμετρου και τη λήψη Εικόνων (Εικ. 59). Οι τιμές του χρώματος μετρήθηκαν με βάση του L^* (φωτεινότητα) a^* (πράσινο-κόκκινο) b^* (κίτρινο – μπλε). Τα αποτελέσματα αυτής της έρευνας όσον αφορά στη μέση χρωματική διαφορά (ΔE) σε κάθε ομάδα ήταν οι εξής (Πιν. 19):

1. Για τα χρυσά ανοδιωμένα στηρίγματα τιτανίου (7.90)
2. Για τα ροζ ανοδιωμένα στηρίγματα τιτανίου (7.63)
3. Για τα μη ανοδιωμένα στηρίγματα τιτανίου (8.74)
4. Για τα στηρίγματα ζirkονίας (6.81)

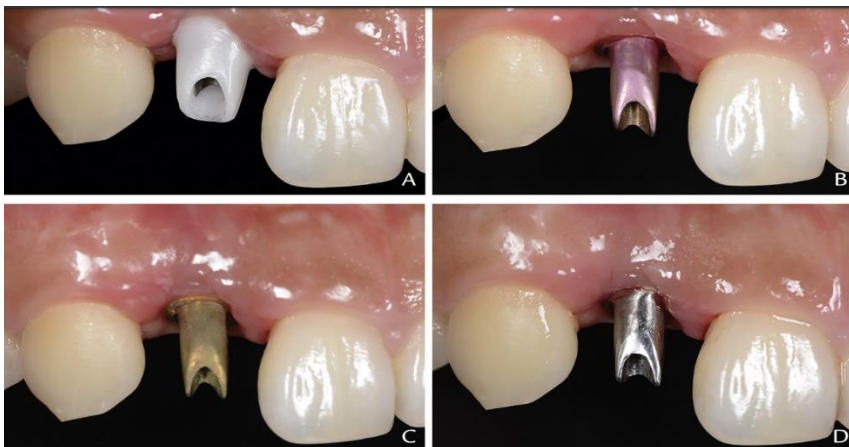
Η χρωματική διαφορά (ΔE) για τα ροζ στηρίγματα τιτανίου ήταν σημαντικά χαμηλότερη σε σύγκριση με τα μη ανοδιωμένα στηρίγματα τιτανίου ($P < 0.001$). Ενώ και οι δύο ομάδες παρουσίασαν χρωματική διαφορά (ΔE) σημαντικά υψηλότερη σε σχέση με τα στηρίγματα ζirkονίου ($P = 0.025$). Αντίστοιχα η χρωματική διαφορά (ΔE) για τα χρυσά ανοδιωμένα στηρίγματα τιτανίου ήταν σημαντικά χαμηλότερη σε σύγκριση με τα μη ανοδιωμένα στηρίγματα τιτανίου ($P = 0.046$) και σημαντικά υψηλότερη με τα στηρίγματα ζirkονίας ($P < 0.001$). Η τιμή ΔE του ζirkονίου ήταν η χαμηλότερη, ενώ η τιμή του μη ανοδιωμένου τιτανίου ήταν η υψηλότερη. Η διαφορά του χρώματος που προκλήθηκε από το ροζ ανοδιωμένο τιτάνιο ήταν χαμηλότερη από εκείνη που προκλήθηκε από το χρυσό ανοδιωμένο τιτάνιο, αλλά δεν υπήρχαν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ αυτών των

2 τιμών ($P=0.763$). Με βάση τα αποτελέσματα, οι ερευνητές κατέληξαν στα παρακάτω συμπεράσματα:

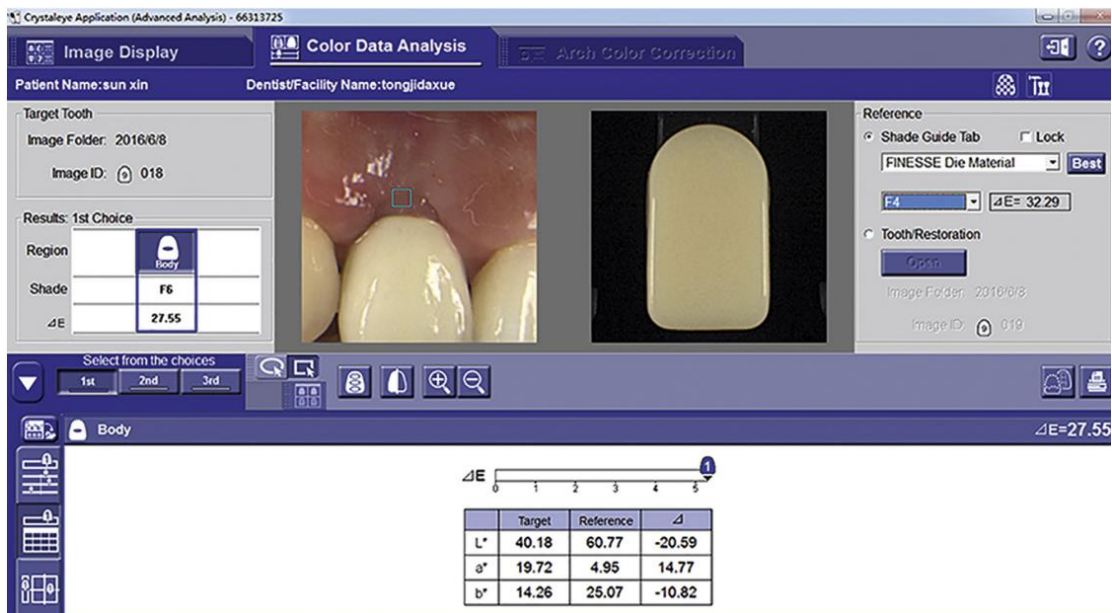
1. Ο περιεμφυτευματικός μαλακός ιστός παρουσίαζε διαφορετικό χρώμα σε σύγκριση με ετερόπλευρα ούλα, ανεξάρτητα από το είδος του στηρίγματος.
2. Σε σύγκριση με το μη ανοδιωμένο στήριγμα, η χρήση χρυσών και ροζ ανοδιωμένων στηριγμάτων τιτανίου είχε σαν αποτέλεσμα το μικρότερο αποχρωματισμό των μαλακών περιεμφυτευματικών ιστών.
3. Η ζirkονία ήταν το ιδανικότερο υλικό για την κατασκευή στηριγμάτων στην αισθητική ζώνη.



Εικ. 57 Στηρίγματα που ελέγχθηκαν από αριστερά προς τα δεξιά: στήριγμα ζirkονίας, ροζ ανοδιωμένο στήριγμα τιτανίου, χρυσό ανοδιωμένο στήριγμα τιτανίου, στήριγμα τιτανίου μη ανοδιωμένο.¹⁵⁶



Εικ. 58 Διαφορετικά στηρίγματα τοποθετημένα A) ζirkονίου B) ροζ ανοδιωμένο C) χρυσό ανοδιωμένο D) μη ανοδιωμένο στήριγμα τιτανίου .¹⁵⁶



Εικ. 59.Ανάλυση χρώματος των περιεμφυτευματικών μαλακών ιστών για την καταγραφή των L*a*b* τιμών.¹⁵⁶

Table 2. Color difference (ΔL^* , Δa^* , Δb^* , ΔE) between peri-implant soft tissue around tested abutments and contralateral gingival area (mean \pm standard deviation)

Groups	ΔL^*	Δa^*	Δb^*	ΔE
Unanodized titanium	4.26 \pm 2.83	3.97 \pm 3.46	4.81 \pm 3.94	8.74 \pm 3.46
Gold-anodized titanium	4.10 \pm 2.13	2.91 \pm 3.54	3.89 \pm 4.37	7.90 \pm 3.67
Pink-anodized titanium	3.68 \pm 2.09	2.85 \pm 2.87	4.44 \pm 4.10	7.63 \pm 3.46
Zirconia	2.44 \pm 2.04	3.00 \pm 3.16	4.01 \pm 3.89	6.81 \pm 3.66

Πίνακας 19. Χρωματική διαφορά (ΔL^* , Δa^* , Δb^* , ΔE) μεταξύ των περιεμφυτευματικών μαλακών ιστών γύρω από τα ελεγχόμενα στηρίγματα της παράπλευρης ουλικής περιοχής (\pm σταθερή απόκλιση)¹⁵⁶

Σε άλλη μελέτη πραγματοποιήθηκε μια προοπτική κλινική δοκιμή, όπου τοποθετήθηκαν εμφυτεύματα με διαφορετικό χρώμα αυχένα (γκρι και ροζ) και εξατομικευμένα στηρίγματα τιτανίου διαφορετικού χρώματος, ροζ ανοδιωμένου και γκρι μη ανοδιωμένου. Στη συνέχεια, μετά από τρεις εβδομάδες, με τη χρήση φασματοφωτόμετρου έγινε χρωματοληψία των περιεμφυτευματικών ιστών και των φυσικών ούλων με σκοπό να υπολογιστεί η διαφορά των δύο σημείων στις τιμές L*a*b* (ΔL^* διαφορά στη φωτεινότητα, Δa^* διαφορά στον πράσινο-κόκκινο άξονα, Δb^* διαφορά στον μπλε – κίτρινο άξονα).

Τα αποτελέσματα της έρευνας έδειξαν στατιστικά μη σημαντική διαφορά (ΔL^* , Δa^* , Δb^*) μεταξύ των μαλακών ιστών γύρω από το εμφύτευμα και των φυσικών όταν

χρησιμοποιήθηκε εμφύτευμα με ροζ αυχένα, σε σύγκριση με το εμφύτευμα με γκρι αυχένα. Επιπλέον, η διαφορά στη φωτεινότητα (ΔI^*) και στον μπλε άξονα (Δb^*) μεταξύ των περιεμφυτευματικών ιστών και των φυσικών παρακείμενων ούλων ήταν στατιστικά μη σημαντική όταν γινόταν χρήση ροζ στηρίγματος έναντι της χρήσης γκρι στηρίγματος. Τέλος, η διαφορά στον κόκκινο άξονα (Δa^*) ήταν στατιστικά μικρότερη όταν γινόταν χρήση ροζ ανοδιωμένου στηρίγματος, ανεξάρτητα από το χρώμα του εμφυτεύματος ($P < 0.05$). Σύμφωνα με αυτά τα αποτελέσματα, οι ερευνητές κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι η χρήση ενός ροζ ανοδιωμένου στηρίγματος μπορεί να μειώσει τη διαφορά στο χρώμα μεταξύ των περιεμφυτευματικών ιστών και των φυσικών ούλων, ανεξάρτητα από το είδος του εμφυτεύματος σε ασθενείς όπου έγινε άμεση τοποθέτηση χωρίς περαιτέρω ενισχυτικές διαδικασίες (augmentation procedures). Αντίστοιχα, η χρήση ενός εμφυτεύματος με ροζ αυχένα μπορεί να μειώσει τη χρωματική διαφορά μεταξύ περιεμφυτευματικών ιστών και φυσικών ούλων ανεξάρτητα από το χρώμα του στηρίγματος.¹⁵⁷

4.2 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΑΠΟ ΚΡΑΜΑΤΑ ΧΡΩΜΙΟΚΟΒΑΛΤΙΟΥ

Στην περίπτωση των εξατομικευμένων στηριγμάτων από κράματα χρωμιοκοβαλτίου υπάρχει περιορισμένη προσβάσιμη βιβλιογραφία. Αναφορά γίνεται στην έρευνα των Kim et al.¹⁵⁸ στην εργασία με τίτλο «Ανθρώπινοι ινοβλάστες βλεννογόνου (HGF-1), προσκόλληση και πολλαπλασιασμός σε στηρίγματα διαφορετικών υλικών και χρωμάτων.» Σε αυτή την έρευνα ελέγχθηκαν τα εξής υλικά ως προς τη συμπεριφορά τους προς τους ινοβλάστες:

1. Γυαλισμένο κράμα τιτανίου (Ti-6Al-4V)
2. Κράμα χρωμιοκοβαλτίου μολυβδαίνιου
3. Κράμα τιτανίου με επίστρωση νιτριδίου τιτανίου
4. Ανοδιωμένο κράμα τιτανίου
5. Κράμα τιτανίου με επίστρωση σύνθετης ρητίνης
6. Ζirkονία

Σε αυτή την έρευνα, αναφέρθηκε ότι το γκρι μεταλλικό χρώμα επηρεάζει αρνητικά την αισθητική των περιεμφυτευματικών ιστών και θα πρέπει να επιλέγεται ένα στήριγμα τιτανίου που θα βρίσκεται σε αρμονία με τους παρακείμενους ιστούς. Γι' αυτόν το λόγο, προτείνουν τη χρήση στηριγμάτων από ζirkονία στην αισθητικά απαιτητική πρόσθια περιοχή και σαν εναλλακτική επιλογή τη χρήση ανοδιωμένου τιτανίου ή τιτανίου με επίστρωση νιτριδίου.

4.3 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΖΙΡΚΟΝΙΑΣ

Για ένα σωστό και αισθητικό αποτέλεσμα στην προσθετική των εμφυτευμάτων καθοριστικό ρόλο παίζει η οπτική συμπεριφορά των προσθετικών στοιχείων που υποστηρίζονται από τα εμφυτεύματα. Τα στοιχεία αυτά θα πρέπει να παρουσιάζουν ένα βάθος διαφάνειας που να πλησιάζει αυτό των φυσικών δοντιών. Για να καλυφθεί αυτή η αισθητική ανάγκη αναπτύχθηκαν κεραμικά στηρίγματα τα οποία προσομοιάζουν στην οδοντίνη. Τα στηρίγματα αυτά προσέφεραν μια βαθύτερη διάχυση και απορρόφηση του εκπεμπόμενου φωτός στην κεραμική μάζα του κολοβώματος. Κύριο κεραμικό υλικό επιλογής για την κατασκευή αυτών το στηριγμάτων αποτελεί το οξειδίο ζirkονίας.¹⁵⁹⁻¹⁶²

Στην κλινική έρευνα των Lops et al.¹⁶³ με τίτλο «Η επιρροή των υλικών των στηριγμάτων στους περιεμφυτευματικούς μαλακούς ιστούς με λεπτό ουλικό βιότυπο στην πρόσθια περιοχή: μια πολυκεντρική προοπτική μελέτη» αναλύθηκε με τη χρήση ψηφιακού φασματοφωτόμετρου η επιρροή που έχει το υλικό του στηρίγματος στο χρώμα των περιεμφυτευματικών μαλακών ιστών σε ασθενείς με λεπτό βιότυπο ούλων. Στην έρευνα αυτή, τοποθετήθηκε μια ολοκεραμική στεφάνη σε στηρίγματα κατασκευασμένα από τα εξής υλικά (Εικ. 60):

1. Χρυσό
2. Τιτάνιο
3. Ζirkονία

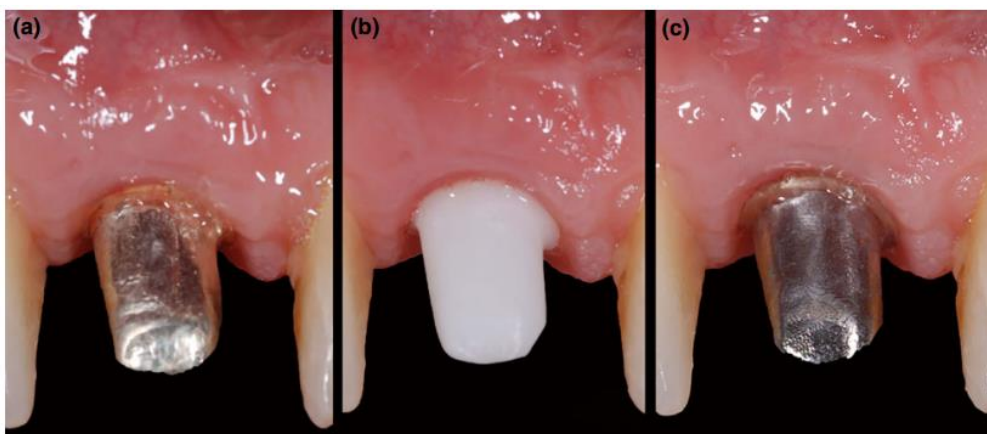
Τα αποτελέσματα αυτής της έρευνας έδειξαν ότι το χρώμα των μαλακών περιεμφυτευματικών ιστών διέφερε από το χρώμα των μαλακών ιστών γύρω από τα φυσικά δόντια ανεξάρτητα από το υλικό κατασκευής του στηρίγματος. Αυτό σημαίνει ότι οι μετρήσεις για όλα τα στηρίγματα ήταν πάνω από το ανώτερο όριο, που μπορεί το ανειδίκευτο ανθρώπινο μάτι να διακρίνει χρωματική διαφορά. Μετά την τοποθέτηση της ολοκεραμικής στεφάνης στο στήριγμα, η μέση τιμή της χρωματικής διαφορά ΔΕ μεταξύ των περιεμφυτευματικών μαλακών ιστών και των παρακείμενων ιστών των ούλων ήταν 11.43 για το χρυσό, 11.37 για τη ζirkονία και 13.55 για το τιτάνιο (πίν. 20). Επίσης, δε βρέθηκε κάποιος συσχετισμός μεταξύ της διαφοράς ΔΕ των μέσω τιμών των στηριγμάτων χρυσού, ζirkονίας και τιτανίου με το πάχος του βλεννογόνου (Ρ τιμές 0.3, 0.9 και 0.7 αντίστοιχα). Οι τιμές του κάθε υλικού στηρίγματος στο χρωματολόγιο $L^*a^*b^*$ φαίνονται στον πίνακα 21. Στην περίπτωση όπου το παρειακό πάχος του βιότυπου των ούλων ήταν λεπτό, δηλαδή $\leq 2\text{mm}$, η μέση τιμή ΔΕ των στηριγμάτων του χρυσού και της ζirkονίας ήταν στο όριο αναφοράς 8.74 σε σύγκριση με τα στηρίγματα τιτανίου.

Συνεκτιμώντας τους περιορισμούς αυτής της έρευνας, λόγω του μικρού μεγέθους του δείγματος, προέκυψαν τα εξής συμπεράσματα:

- Στην περίπτωση όπου ο περιεμφυτευματικός ιστός είναι $\leq 2\text{mm}$, προτείνεται η χρήση στηριγμάτων χρυσού και ζirkονίας στις πρόσθιες περιοχές.
- Στις περιπτώσεις όπου οι μαλακοί ιστοί γύρω από το εμφύτευμα είναι λεπτοί, θα πρέπει να αποφεύγεται η χρήση τιτανίου ως υλικού κατασκευής των στηριγμάτων

στις πρόσθιες περιοχές, λόγω της χαμηλής του χρωματομετρικής του απόδοσης σε σύγκριση με τα στηρίγματα κατασκευασμένα από ζirkόνιο ή χρυσό.

- Τέλος, σημαντικός παράγοντας φαίνεται να είναι το πάχος του βλεννογόνου στην επιρροή που έχει το στήριγμα στο χρώμα των μαλακών ιστών με πάχος $\leq 2\text{mm}$.



Εικόνα 60. α) στήριγμα χρυσού τοποθετημένο β) στήριγμα ζirkονίου τοποθετημένο μετά την αφαίρεση του προηγούμενου στηρίγματος γ) στήριγμα τιτανίου τοποθετημένο μετά την αφαίρεση του προηγούμενου στηρίγματος ¹⁶³

Table 2. Estimated Mean of Abutment Materials ΔE

	ΔE	SD	SE
Gold	11.43	4.05	0.27
Titanium	13.55	6.91	0.46
Zirconia	11.37	4.67	0.31

Πίνακας 20. Εκτιμώμενη μέση ΔE τιμή των υλικών των στηριγμάτων. ¹⁶³

Table 3. Lab values Estimated Medians: measured areas around abutments and natural teeth

	Gold Median (SD)	Titanium Median (SD)	Zirconia Median (SD)	Natural teeth Median (SD)
<i>L</i>	48.26 (6.48)	48.6 (6.23)	50.09 (5.97)	50.35 (9.68)
<i>a</i>	23.30 (5.59)	20.68 (3.90)	21.92 (5.93)	24.11 (5.43)
<i>b</i>	14.24 (7.61)	14.31 (2.56)	13.98 (8.37)	18.84 (5.92)

Πίνακας 21. Εκτιμώμενες μέσες Τιμές $L^*a^*b^*$ σε περιοχές γύρω από τα στηρίγματα και τα φυσικά δόντια. ¹⁶³

Σε παρόμοια έρευνα με τίτλο «Η επίδραση του υλικού του στηρίγματος στο χρώμα των ούλων σε ολοκεραμικές αποκαταστάσεις: μια προοπτική πολυκεντρική μελέτη» έκαναν χρήση του ψηφιακού φασματοφωτόμετρου για να αναλύσουν την επίπτωση που έχει το υλικό του στηρίγματος στο χρώμα των μαλακών περιεμφυτευματικών ιστών. Σε αυτήν την κλινική μελέτη τοποθετήθηκαν ολοκεραμικές στεφάνες πάνω σε στηρίγματα από τρία διαφορετικά υλικά (Πίν. 22):

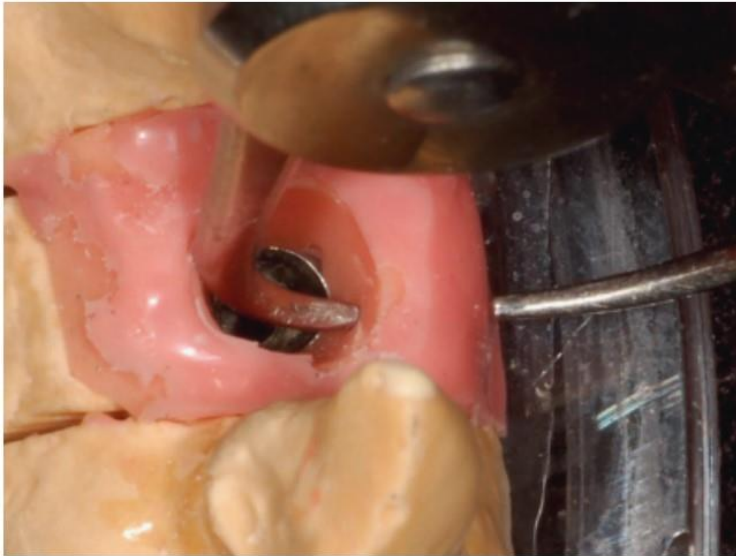
1. Χρυσό
2. Τιτάνιο
3. Ζirkονία.

Μετά την τοποθέτηση του κάθε στηρίγματος, έγινε μέτρηση του χρώματος των περιεμφυτευματικών μαλακών ιστών με τη χρήση φασματοφωτόμετρου. Επίσης, έγινε μέτρηση του πάχους του βλεννογόνου με τη βοήθεια παχύμετρου (Εικ 61). Με τη χρήση ενός ηλεκτρονικού προγράμματος έγινε η μέτρηση στις περιοχές σύμφωνα με το χρωματολόγιο $L^*a^*b^*$.

Τα αποτελέσματα αυτής της έρευνας έδειξαν ότι ανεξάρτητα τον τύπο του στηρίγματος, το χρώμα στους περιεμφυτευματικούς ιστούς ήταν σημαντικά διαφορετικό σε σχέση με τους ετερόπλευρους ιστούς των φυσικών δοντιών ($\Delta E > 8.5$). Επίσης, σημαντικά υψηλότερη ήταν η διαφορά ($P < 0.05$) όταν γινόταν χρήση στηρίγματος τιτανίου (11 ± 0.4) σε σύγκριση με τα αποτελέσματα όταν γινόταν χρήση στηρίγματος χρυσού (8.9 ± 0.4) και ζirkονίας (8.5 ± 0.4) (Πιν 23). Τέλος, καμία συσχέτιση δε βρέθηκε μεταξύ του πάχους των μαλακών ιστών και το βαθμό της διαφοράς του χρώματος ($P > 0.25$).

Συνοπλοποιώντας τους περιορισμούς της έρευνας, οι ερευνητές κατέληξαν στα εξής συμπεράσματα:

- Το χρώμα των περιεμφυτευματικών μαλακών ιστών είναι διαφορετικό από το χρώμα των μαλακών ιστών των φυσικών δοντιών, ανεξάρτητα από το υλικό κατασκευής του στηρίγματος.
- Τα στηρίγματα τιτανίου παρουσιάζουν σημαντικά υψηλότερες χρωματικές διαφορές σε σύγκριση με τα στηρίγματα χρυσού και ζirkονίας.
- Δεν υπάρχουν σημαντικές διαφορές στο χρώμα των περιεμφυτευματικών ιστών γύρω από τα στηρίγματα ζirkονίας και χρυσού.
- Το πάχος των περιεμφυτευματικών ιστών δε φαίνεται να επιδρά σημαντικά στην επιρροή που έχει το στήριγμα στο χρώμα των μαλακών ιστών.¹⁶⁴



Εικόνα 61. Παχυμέτρηση του βλεννογόνου με τη χρήση παχύμετρου. ¹⁶⁴

Table 1. Abutment type

Abutment type	Abutment material
Type 1	Cast-to abutments 3.5/4.0 (Astra Tech Dental Implant) Keramit Eco LF, Micro Fine Grain Alloy (Au 57%, Pd 10,6%, Ag 29,2%) (NobilMetal S.p.A., Villafranca d’Asti, Italy)
Type 2	Titanium abutment: platform 3.5/4.0 (Astra Tech Dental Implant)
Type 3	Zirconia abutment: platform 3.5/4.0 (Astra Tech Dental Implant)

Πίνακας 22. Υλικό κατασκευής των στηριγμάτων. ¹⁶⁴

Table 2. Estimated least square mean \pm standard errors (SE) and 95% confidence intervals (95% CI) of ΔE by abutment materials

	Mean \pm SE	95% CI
Gold	8.9 ^a \pm 0.4	8.1–9.7
Titanium	11 ^b \pm 0.4	10.2–11.9
Zirconium	8.5 ^a \pm 0.4	7.6–9.3

Different superscript letters indicate significantly ($P < 0.05$) different mean values (Scheffe’s test for multiple comparison).

Πίνακας 23. Εκτιμώμενα ελάχιστα, τετραγωνική μέση τιμή \pm τυπικά σφάλματα (SE) και 95% διαστήματα εμπιστοσύνης (95% CI) της ΔE με βάση το υλικό του στηρίγματος. Διαφορετικά γράμματα δείκτη υποδηλώνουν στατιστικά σημαντικές ($P < 0.05$) διαφορετικές μέσες τιμές (τεστ Scheffe για πολλαπλές συγκρίσεις.) ¹⁶⁴

Η Alborno et al.¹⁶⁵ διεξήγαγαν μια τυχαιοποιημένη μελέτη που σαν σκοπό είχε την αξιολόγηση του αισθητικού αποτελέσματος της χρήσης των στηριγμάτων ζirkονίας έναντι των στηριγμάτων τιτανίου, όταν τοποθετούνται σε αυτά στεφάνες στην πρόσθια περιοχή. Τοποθετήθηκαν σε 38 ασθενείς στηρίγματα ζirkονίας ως ελεγχόμενη ομάδα και στηρίγματα τιτανίου ως ομάδα ελέγχου. Οι αξιολογήσεις της διαφοράς στην αισθητική έγιναν τόσο εντός των ομάδων, όσο και μεταξύ των ομάδων (intra – inter), ένα μήνα μετά την τοποθέτηση των στεφανών και μετά από παρακολούθηση ενός έτους, με βάση τα εξής κριτήρια:

- Κλινική αξιολόγηση
- Ακτινολογική αξιολόγηση
- Αξιολόγηση από τον ασθενή

Η κλινική αξιολόγηση έγινε βάση του αισθητικού δείκτη στεφάνης εμφυτεύματος (ICAI).¹⁶⁶

Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η συνολική βαθμολογία για την ομάδα των στηριγμάτων ζirkονίας, μετά από έλεγχο 1 μήνα και 1 έτους ήταν 7.9 (με σταθερή απόκλιση 3.2 SD) και 7.6 (με σταθερή απόκλιση 3.5) αντίστοιχα. Ενώ, για την ομάδα των στηριγμάτων τιτανίου ήταν 10.6 (με σταθερή απόκλιση 4.4 SD) και 11.3 (με σταθερή απόκλιση 5.4) (Πιν . 24). Στην ομάδα στηριγμάτων ζirkονίας 7 περιστατικά (63.64%) παρουσίασαν κακό αισθητικό αποτέλεσμα και 4 περιστατικά (36,36%) παρουσίασαν μέτριο αισθητικό αποτέλεσμα. Ενώ, στην ομάδα των στηριγμάτων τιτανίου 13 περιστατικά (92.8%) παρουσίασαν κακό αισθητικό αποτέλεσμα και 1 περιστατικό μέτριο αισθητικό αποτέλεσμα (7.2%). Οι διαφορές ανάμεσα στις ομάδες δεν ήταν στατιστικά σημαντικές σε καμία από τις αξιολογήσεις (Πιν . 25).

Με βάση αυτά τα αποτελέσματα οι ερευνητές κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι τα στηρίγματα ζirkονίας τείνουν να έχουν καλύτερα αισθητικά αποτελέσματα σε σύγκριση με τα στηρίγματα τιτανίου, παρόλο που οι διαφορές δεν ήταν στατιστικά σημαντικές.¹⁶⁵

Table 2. Results of the Implant Crown Aesthetic Index (ICAI) in patients treated with zirconia and titanium abutments 1 and 12 months after the definitive crown placement

	1 month	12 months
ICAI-total		
Zirconia abutment	7.9 (3.2)	7.6 (3.5)
Titanium abutment	10.6 (4.4)	11.3 (5.4)
ICAI-crown		
Zirconia abutment (SPI [®] ART)	2.1 (2.0)	2.3 (1.9)
Titanium abutment (SPI [®] EASY)	3.4 (3.4)	4.4 (4.7)
ICAI-mucosa		
Zirconia abutment (SPI [®] ART)	5.7 (3.0)	5.4 (3.0)
Titanium abutment (SPI [®] EASY)	7.2 (2.7)	6.7 (3.2)

Intra- and inter-group comparisons: repeated measures ANOVA.

Πίνακας 24. Αποτελέσματα του αισθητικού δείκτη της στεφάνης εμφυτεύματος (ICAI) σε ασθενείς στους οποίους τοποθετήθηκαν στηρίγματα ζirkονίας και τιτανίου, 1 μηνά και 1 χρόνο μετά την έδραση της στεφάνης.¹⁶⁵

Table 3. Frequency of distribution (percentage/absolute number related to group) of the implant crown aesthetic index (ICAI) 1 month after the placement of the definitive crown and at 12 months. Inter-group comparison: chi-square test (* $p < 0.05$). n (%). No, no deviation, slight, slight deviation, major, gross mismatch

Deviation per item		Zirconia abutment n (%)			Titanium abutment n (%)		
		No	Slight	Major	No	Slight	Major
Crown 1 month	Mesiodistal dimension	5 (41.7)	7 (53.8)	0 (0.0)	7 (50.0)	5 (35.7)	2 (14.3)
	Position incisal edge*	10 (83.3)	2 (16.7)	0 (0.0)	5 (35.7)	7 (50.0)	2 (14.3)
	Labial convexity	8 (72.7)	3 (27.3)	0 (0.0)	10 (71.4)	4 (28.6)	0 (0.0)
	Colour and translucency	6 (50.0)	5 (41.7)	1 (8.3)	10 (71.4)	3 (21.4)	1 (7.1)
Mucosa 1 month	Crown surface	10 (83.3)	2 (16.7)	0 (0)	10 (71.4)	4 (28.6)	0 (0)
	Position labial margin	2 (16.7)	8 (66.7)	2 (16.7)	5 (35.7)	5 (35.7)	4 (28.6)
	Position papilla	2 (16.7)	3 (25.0)	7 (58.3)	0 (0)	3 (21.4)	11 (78.6)
	Contour labial surface*	4 (36.4)	5 (45.5)	2 (18.2)	1 (7.1)	13 (93)	0 (0)
	Colour and surface	8 (66.7)	4 (33.3)	0 (0)	9 (64.3)	5 (35.7)	0 (0)
Overall score		Zirconia abutment n (%)			Titanium abutment n (%)		
Overall 1 month	Poor aesthetics	9			13		
	Moderate	3			1		
	Satisfactory	0			0		
	Excellent	0			0		
Deviation per item		Zirconia abutment n (%)			Titanium abutment n (%)		
		No	Slight	Major	No	Slight	Major
Crown 1 year	Mesiodistal dimension	3 (27.3)	8 (72.7)	0 (0)	6 (42.9)	5 (35.7)	3 (21.4)
	Position incisal edge	9 (81.8)	2 (18.2)	0 (0)	6 (42.9)	7 (50.0)	1 (7.1)
	Labial convexity	9 (81.8)	2 (18.2)	0 (0)	10 (71.4)	3 (21.4)	1 (7.1)
	Colour and translucency	5 (45.5)	5 (45.5)	1 (9.1)	9 (64.3)	2 (14.3)	3 (21.4)
Mucosa 1 year	Crown surface	8 (72.7)	3 (27.3)	0 (0)	9 (63.4)	5 (35.7)	0 (0)
	Position labial margin	2 (18.2)	7 (63.6)	2 (18.2)	4 (28.6)	6 (42.9)	4 (28.6)
	Position papilla	2 (18.2)	5 (45.5)	4 (36.4)	0 (0)	5 (35.7)	9 (64.3)
	Contour labial surface	4 (36.4)	6 (54.5)	1 (9.1)	1 (7.1)	13 (93)	0 (0)
	Colour and surface	9 (81.8)	1 (9.1)	1 (9.1)	7 (50)	7 (50)	0 (0)
Overall score		Zirconia abutment n (%)			Titanium abutment n (%)		
Overall 1 year	Poor aesthetics	7			13		
	Moderate	4			1		
	Satisfactory	0			0		
	Excellent	0			0		

Πίνακας 25. Συχνότητα κατανομής (ποσοστό/απόλυτου αριθμού σε σχέση με την ομάδα) του αισθητικού δείκτη της στεφάνης εμφυτεύματος (ICAI) 1 μήνα μετά την τοποθέτηση της τελικής στεφάνης και στον 1 χρόνο. Σύγκριση μεταξύ ομάδων chi-square test (* $p < 0.05$). n (%)No = καμία απόκλιση, Slight = μικρή απόκλιση, Major= μεγάλη αναντιστοιχία. ¹⁶⁵

4.4 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ ΑΠΟ ΔΙΠΥΡΙΤΙΚΟ ΛΙΘΙΟ

Το διπυριτικό λίθιο αποτελεί ένα αισθητικό υλικό με υψηλή φωτοδιαπερατότητα. Παρά τις εξαιρετικές του αισθητικές ιδιότητες, στην προσβάσιμη βιβλιογραφία δε βρέθηκαν έρευνες που να αξιολογούν την επιρροή που μπορεί να έχουν στην αισθητική των μαλακών ιστών και στην τελική αποκατάσταση τα στηρίγματα κατασκευασμένα από διπυριτικό λίθιο.

4.5 ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑ ΑΠΟ ΡΕΕΚ

Στην περίπτωση των εξατομικευμένων στηριγμάτων από ΡΕΕΚ δεν υπάρχει προσβάσιμη βιβλιογραφία, λόγω του ότι αποτελεί ένα πολύ σύγχρονο υλικό για την κατασκευή εξατομικευμένων στηριγμάτων, για τα οδοντιατρικά δεδομένα. Γι' αυτό το λόγο, απαιτείται περισσότερη έρευνα για την αξιολόγηση της επίπτωσης των στηριγμάτων από ΡΕΕΚ στην αισθητική των περιεμφυτευματικών μαλακών ιστών.

ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Ο σκοπός της συγκεκριμένης βιβλιογραφικής μελέτης ήταν η ανάλυση των διαφορετικών μεθόδων και υλικών για την κατασκευή εξατομικευμένων στηριγμάτων προκειμένου για επιεμφυτευματικές προσθετικές εργασίες. Από τα μέσα του 20^{ου} αιώνα, που ο Brånemark ανακάλυψε την ιδιότητα του τιτανίου να συνδέεται με το οστό μέσω της διαδικασίας της οστεοενσωμάτωσης και την ανάπτυξη των εμφυτευμάτων, μέχρι σήμερα, πληθώρα υλικών και τεχνικών αναπτύχθηκαν για την κατασκευή στηριγμάτων πάνω στα οποία θα εδράσουν οι επιεμφυτευματικές αποκαταστάσεις.

Αρχικά, η χρήση προκατασκευασμένων στηριγμάτων τιτανίου αποτελούσε μονόδρομο για τις συγκολλούμενες επιεμφυτευματικές αποκαταστάσεις. Τα μειονεκτήματα όμως των προκατασκευασμένων στηριγμάτων, όπως η έλλειψη εξατομικευμένου προφίλ ανάδυσης και κατ' επέκταση το ελλειπές «σφράγισμα» των μαλακών περιεμφυτευματικών ιστών, η προκαθορισμένη θέση αυχενικού ορίου και ο περιορισμός στις κλίσεις του στηρίγματος, έδειξαν ότι υστερούσαν των αναγκών της σύγχρονης προσθετικής και των αυξημένων αισθητικών απαιτήσεων των ασθενών. Η εξατομίκευση των προκατασκευασμένων στηριγμάτων με τη χρήση παραλληλιστή και ειδικών εγγλυφίδων αποτελεί μονόδρομο για την σωστή ένταξή τους στο σχέδιο θεραπείας μιας επιεμφυτευματικής αποκατάστασης. Παρόλα αυτά, η χρήση του παραλληλιστή δεν μπορεί να εξατομικεύσει πλήρως όλα τα μέρη του στηρίγματος, ειδικά αυτών που βρίσκονται κάτω από το όριο του βλεννογόνου στους περιεμφυτευματικούς ιστούς. Το 1980 εισήχθησαν στην αγορά τα UCLA στηρίγματα ως μέθοδος για την πλήρη κατασκευή εξατομικευμένων στηριγμάτων με τη διαδικασία κατασκευής κέρινου προπλάσματος σε πλαστικούς δακτυλίους και την επιχύτευση σε προκατασκευασμένους δακτυλίους κραμάτων χρυσού και πλατίνας ή την κατασκευή κέρινου προπλάσματος σε εξολοκλήρου πλαστικούς δακτύλιους με πλαστικές βάσεις. Η χρήση των UCLA στηριγμάτων, ενώ έδινε πολλές δυνατότητες για την κατασκευή εξατομικευμένων στηριγμάτων περιοριζόταν από τα μειονεκτήματα των αναλογικών τεχνικών, όπως την εξάρτηση του τελικού αποτελέσματος από τους χειρισμούς του οδοντικού τεχνολόγου, την επιτυχία του χυτηρίου, το υψηλό κόστος λόγω χρήσης κραμάτων χρυσού-πλατίνας και τον περιορισμό στην επιλογή κραμάτων. Η ανάπτυξη της ψηφιακής τεχνολογίας, η χρήση των CAD/CAM συστημάτων και η εφαρμογή τους στην επιεμφυτευματική προσθετική έδωσε τη δυνατότητα κατασκευής εξατομικευμένων στηριγμάτων διαφορετικών υλικών με ακρίβεια εφαρμογής, εξατομικευμένο προφίλ ανάδυσης και απλοποιημένη διαδικασία παραγωγής. Η χρήση των συστημάτων CAD/CAM πέρα από τη δυνατότητα χρήσης νέων υλικών έδωσε και τη δυνατότητα της κατασκευής πλήρως εξατομικευμένων στηριγμάτων τιτανίου και χρωμιοκοβαλτίου. Έρευνες έδειξαν ότι, στην περίπτωση των εξατομικευμένων στηριγμάτων από τιτάνιο, παρόλο που η αντοχή τους στις μασητικές δυνάμεις ξεπερνά το αποδεκτό όριο, στη σύγκριση με τα προκατασκευασμένα στηρίγματα τιτανίου, τα δεύτερα παρουσίασαν ακόμη καλύτερα αποτελέσματα. Μάλιστα προτάθηκε από τους ερευνητές, σε περιπτώσεις ασθενών με έντονο βρουξισμό να γίνεται η χρήση των προκατασκευασμένων στηριγμάτων, ιδιαίτερα στην οπίσθια περιοχή που οι δυνάμεις σύγκλισης μπορεί να ξεπεράσουν τα 860 N. Η

διαφορά αυτή στην αντοχή στη θραύση πρέπει να οφείλεται στην εργοστασιακή διαδικασία κατασκευής των προκατασκευασμένων στηριγμάτων και στο ότι τα προκατασκευασμένα στηρίγματα ήταν της ίδιας εταιρίας με τα εμφυτεύματα που τοποθέτησαν, εξασφαλίζοντας έτσι άριστη διεπιφάνεια μεταξύ εμφυτεύματος και στηρίγματος.^{17-19,62}

Επίσης, έρευνες έδειξαν ότι τα στηρίγματα τιτανίου κατασκευασμένα με τη μέθοδο CAD/CAM παρουσίασαν ικανοποιητική εφαρμογή και σε αυτή όμως την περίπτωση τα προκατασκευασμένα στηρίγματα υπερετούσαν στην εφαρμογή λόγω της προκατασκευασμένης τους πλατφόρμας διασύνδεσης. Η βιοσυμβατότητα του τιτανίου ως υλικό είναι γνωστή λόγω της χρήσης του για την κατασκευή των εμφυτευμάτων. Για τη βελτίωση της βιοσυμβατότητας των στηριγμάτων εξελίχθηκαν τεχνικές επίστρωσης του τιτανίου κυρίως με νιτρίδιο τιτανίου και νιτρίδιο ζirkονίας. Τα στηρίγματα με επίστρωση νιτρίδιου τιτανίου έδειξαν αύξηση των ινοβλαστών και των οστεοβλαστών και περιορισμό της κυτταροτοξικότητας και της ανάπτυξης του βιοφίλμ, ενώ τα στηρίγματα τιτανίου με επίστρωση νιτρίδιου ζirkονίας παρουσίασαν βελτιωμένη βιοσυμβατότητα και μείωση των βακτηριδίων στους περιεμφυτευματικούς ιστούς. Επιπρόσθετα, η επικάλυψη του νιτρίδιου του τιτανίου βελτιώνει τις μηχανικές ιδιότητες του τιτανίου, καθώς έρευνες έχουν αναφέρει ότι μια λεπτή επίστρωση ενός σκληρού υλικού ενισχύει τη σκληρότητα και την αντοχή στη φθορά. Η επίστρωση του νιτρίδιου του τιτανίου προσδίδει μια χρυσοκίτρινη απόχρωση στο στήριγμα του τιτανίου βελτιώνοντας έτσι τις αισθητικές του ιδιότητες.^{86,90}

Η χρήση όμως, της επίστρωσης των στηριγμάτων με επίστρωση νιτρίδιου τιτανίου περιορίζει τον εκτροχισμό με τη χρήση παραλληλιστή, καθώς η παραμικρή παρέμβαση αφαιρεί το λεπτό στρώμα επίστρωσης. Αξίζει να σημειωθεί ότι, παρόλες τις εξαιρετικές ιδιότητες ως προς τη βιοσυμβατότητα του νιτρίδιου του τιτανίου, έχουν αναφερθεί περιστατικά όπου ασθενείς παρουσίασαν αλλεργική αντίδραση στο υλικό, γι' αυτό το λόγο προτείνεται περαιτέρω κλινική έρευνα.⁴⁰

Το μεγάλο πλεονέκτημα των εξατομικευμένων στηριγμάτων τιτανίου με τη μέθοδο CAD/CAM έναντι των προκατασκευασμένων στηριγμάτων βρίσκεται στη διαδικασία παραγωγής, όπου κατά το σχεδιασμό του στηρίγματος μπορεί να επιτευχθεί ένα εξατομικευμένο αισθητικό προφίλ ανάδυσης και καλύτερη εφαρμογή στους μαλακούς περιεμφυτευματικούς ιστούς και κατ'επέκταση να υπάρχει καλύτερο αισθητικό αποτέλεσμα και μια πιο υγιεινή αποκατάσταση. Επίσης, οι διαφορετικές τεχνικές επίστρωσης του τιτανίου με ανοδείωση ή οξειδωση προσθέτουν ένα ροζ ή χρυσό κίτρινο χρώμα που επηρεάζει θετικά τους παρακείμενους ιστούς αποφεύγοντας το έντονο γκριζάρισμα του μεταλλικού χρώματος.^{15,155-157}

Τα εξατομικευμένα στηρίγματα από κράματα χρωμιοκοβαλτίου μαζί με τα κράματα χρυσού κατασκευασμένα με αναλογικές μεθόδους ήταν από τα πρώτα που χρησιμοποιήθηκαν στις επιεμφυτευματικές αποκαταστάσεις. Τα κράματα χρυσού λόγω του υψηλού κόστους και των υποδεέστερων μηχανικών τους ιδιοτήτων εγκαταλείφθηκαν. Τα κράματα χρωμιοκοβαλτίου μέσω της ψηφιακής τεχνολογίας μπορούν να παραχθούν με μια πληθώρα τεχνικών, όπως είναι οι αφαιρετικές τεχνικές, δηλαδή η κοπή (μαλακή ή σκληρή) με τη χρήση συσκευών CAD/CAM ή με μεθόδους τρισδιάστατης εκτύπωσης, όπως είναι η

επιλεκτική τήξη με λέιζερ (SLM) ή την εκτύπωση σε ρητίνη και στη συνέχεια τη συμβατική χύτευση. Τα κράματα χρωμιοκοβαλτίου παρουσιάζουν παρόμοια αντοχή στη θραύση με αυτή του τιτανίου, όμως η αντοχή τους φαίνεται να εξαρτάται από τη μέθοδο παραγωγής, με αυτή του SLM να φαίνεται να παρουσιάζει περισσότερη φθορά σε σύγκριση με τις άλλες ψηφιακές τεχνικές. Αυτό ίσως οφείλεται στο ότι οι πλάκες χρωμιοκοβαλτίου που χρησιμοποιούνται για την μαλακή και σκληρή κοπή των εξατομικευμένων στηριγμάτων έχουν κατασκευαστεί με εργοστασιακά πρότυπα.^{64,142-143}

Η βιοσυμβατότητα των κραμάτων χρωμιοκοβαλτίου είναι γνωστή από τη γενικευμένη χρήση τους στη συμβατική προσθετική. Όσον αφορά στην εφαρμογή των στηριγμάτων χρωμιοκοβαλτίου στη διεπιφάνεια με το εμφύτευμα, οι έρευνες έδειξαν ότι εξαρτάται από τη μέθοδο παραγωγής. Η μέθοδος κοπής παρουσίασε τα καλύτερα αποτελέσματα σε σύγκριση με τη συμβατική μέθοδο χυτηρίου και τη μέθοδο SLM. Η εφαρμογή με τη μέθοδο του χυτηρίου εξαρτάται από τους χειρισμούς του οδοντικού τεχνολόγου και από τη διαδικασία χυτηρίου. Με τη μέθοδο SLM το τελικό προϊόν παρουσιάζει μικροπορώτητα και αδρότητα η οποία είναι αδύνατον να αφαιρεθεί χωρίς να επηρεαστεί η σύνδεση με το εμφύτευμα. Το μεταλλικό γκρι χρώμα των κραμάτων χρωμιοκοβαλτίου επηρεάζει αρνητικά τους περιεμφυτευματικούς ιστούς. Ένας τρόπος αντιμετώπισης αυτής της δυσχρωμίας είναι η τροποποίηση των στηριγμάτων έτσι ώστε να δεχθούν κεραμικό υλικό, το οποίο μετά την όπτηση θα τροχιστεί και στιλβωθεί κατάλληλα για να εφαρμόζει τέλεια στους μαλακούς ιστούς. Ένα βασικό πλεονέκτημα των στηριγμάτων χρωμιοκοβαλτίου (λόγω των διαφορετικών μεθόδων παραγωγής και υλικού) είναι το πολύ χαμηλό κόστος κάνοντας το ιδανική επιλογή σε ασθενείς που αναζητούν μια πιο οικονομική λύση.^{145,146}

Εκτός του τιτανίου και των κραμάτων χρωμιοκοβαλτίου η χρήση των συστημάτων CAD/CAM έδωσε τη δυνατότητα κατασκευής εξατομικευμένων στηριγμάτων από κεραμικά υλικά, όπως είναι το οξειδίο του ζirkονίου και το διπυριτικό λίθιο και από πολυμερή υψηλής απόδοσης όπως το PEEK. Αρχικά, εκτός από το ζirkόνιο χρησιμοποιήθηκε σαν κεραμικό υλικό κατασκευής στηριγμάτων και το οξειδίο του αλουμινίου, αλλά οι υποδεέστερες του μηχανικές ιδιότητες σε σύγκριση με τη ζirkονία, οδήγησαν στην εγκατάλειψή του. Προτιμάται, επομένως, το ζirkόνιο που λόγω του μετασχηματισμού σκλήρυνσης γύρω από ρωγμή παρουσιάζει εξαιρετικές μηχανικές και ταυτόχρονα, βιολογικές και αισθητικές ιδιότητες.¹⁶⁷

Η ζirkονία αποτελεί την κύρια επιλογή των κλινικών για την κατασκευή κεραμικών εξατομικευμένων στηριγμάτων. Αυτό οφείλεται στο χαμηλό κόστος παραγωγής σε σύγκριση με το διπυριτικό λίθιο και στις εξαιρετικές της μηχανικές και βιολογικές ιδιότητες, καθώς και την υψηλή αισθητική του υλικού. Η αντοχή στη θραύση των στηριγμάτων ζirkονίας εξαρτάται από το σχεδιασμό της επιεμφυτευματικής αποκατάστασης. Οι έρευνες έδειξαν ότι τα στηρίγματα ζirkονίας ενός τμήματος παρουσίασαν θραύση στην πλατφόρμα ένωσης, ενώ τα στηρίγματα ζirkονίας που η ένωση με το εμφύτευμα γινόταν με τη χρήση προκατασκευασμένης βάσης παρουσίαζαν μεγαλύτερη αντοχή στη θραύση. Αυτό οφείλεται στο ότι τα στηρίγματα ενός τμήματος είναι λεπτά στο σημείο ένωσης με το εμφύτευμα, ενώ μια βάση τιτανίου μπορεί να εξασφαλίσει το ελάχιστο πάχος για την αντοχή στη θραύση. Επιπλέον, μια προκατασκευασμένη βάση τιτανίου εξασφαλίζει την

ιδανική εφαρμογή με το εμφύτευμα υποστηρίζοντας το στήριγμα και επηρεάζοντας θετικά την αντοχή στη θραύση. Οι ερευνητές προτείνουν τη χρήση των κεραμικών στηριγμάτων και της ζirkονίας στην πρόσθια ζώνη, όπου οι μασητικές δυνάμεις δεν είναι τόσο αυξημένες, έτσι ώστε να επιτευχθεί η μακροβιότητα της προσθετικής εργασίας. Η ζirkονία παρουσιάζει υψηλό επίπεδο βιοσυμβατότητας, υψηλότερο από τα άλλα υλικά κατασκευής στηριγμάτων. Η βιοσυμβατότητα όμως των στηριγμάτων ζirkονίου εξαρτάται από το σχεδιασμό του στηρίγματος δηλαδή από την ένωση του με το εμφύτευμα και τη γεωμετρία του στηρίγματος. Προτείνεται η χρήση μιας συγκολλοκοχλιούμενης εργασίας, έτσι ώστε η ένωση να επιτυγχάνεται με τη χρήση μιας προκατασκευασμένης βάσης τιτανίου και να μην υπάρχουν μικροκενά στα οποία θα μπορούσαν να εισχωρήσουν αίμα και σάλιο και να οδηγήσουν στην μικροκινητικότητα του εμφυτεύματος. Η γεωμετρία του εμφυτεύματος θα πρέπει να είναι τέτοια που να εφάπτεται και να υποστηρίζει τους περιεμφυτευματικούς ιστούς. Επίσης, σημαντικό ρόλο παίζει η διαμόρφωση της εξωτερικής επιφάνειας του στηρίγματος ζirkονίας που έρχεται σε επαφή με τους μαλακούς περιεμφυτευματικούς ιστούς. Η καθαρότητα της επιφάνειας, η αδρότητα της, το πόσο υδρόφιλη είναι, η επιφανειακή τάση και η χημική σύσταση επηρεάζουν τη βιοσυμβατότητα του στηρίγματος. Πολύ σημαντική είναι η διαχείριση του στηρίγματος κατά τη διαδικασία στίλβωσης. Προτείνεται το μηχανικό γυάλισμα και στίλβωση και αποφυγή της εφυάλωσης, έτσι ώστε να επιτυγχάνεται η υδρόφιλη επιφάνεια του υλικού. Επίσης, τα τελευταία χρόνια εφαρμόστηκαν τεχνικές τροποποίησης της εξωτερικής επιφάνειας του στηρίγματος με τη χρήση υπεριώδους ακτινοβολίας και ψεκασμού με πλάσμα οξυγόνου. Έρευνες έδειξαν ότι τα στηρίγματα τιτανίου, ζirkονίας και ενισχυμένου με κεραμικό PEEK βελτίωσαν την πρόσφυση, ανάπτυξη και βιωσιμότητα των κυττάρων των μαλακών ιστών.^{66,68-72,168,169}

Η ζirkονία αποτελεί ένα εξαιρετικά αισθητικό υλικό λόγω της δυνατότητας της να αποδίδει το χρώμα της οδοντίνης, αλλά και της φωτοδιαπερατότητας της. Έρευνες που αφορούν στην διαφορά του χρώματος (ΔΕ) με τη χρήση φασματοφωτόμετρων δεν έρχονται σε συμφωνία για το αν το χρώμα της ζirkονίας επηρεάζει θετικά ή όχι το αισθητικό αποτέλεσμα των μαλακών ιστών. Αυτό συμβαίνει επειδή, ανάλογα με τις έρευνες υπάρχει διαφορετική τιμή συμφωνίας (consensus) κλινικών αξιολογήσιμων τιμών (από 3.1 έως 7.5 ή 8.4). Επίσης, το πάχος του βλεννογόνου επηρεάζει την αντίληψη της διαφοράς χρώματος, με αυτούς με λεπτότερο φαινότυπο να επηρεάζονται περισσότερο. Στην περίπτωση χρήσης βάσης τιτανίου συμβάλλει κι αυτή στη δυσχρωμία που παρουσιάζεται στους περιεμφυτευματικούς ιστούς. Επιπλέον, η υψηλή αδιαφάνεια λόγω του πάχους και της σύστασης της ζirkονίας που χρησιμοποιείται για την κατασκευή στηριγμάτων είναι παράγοντας επιρροής της αισθητικής των ούλων. Αυτό θα μπορούσε να αντιμετωπιστεί με μια πιο φωτοδιαπερατή ζirkονία, αλλά θα είχε σαν αποτέλεσμα την μείωση της δυσθραυστότητας της ζirkονίας.^{152-154,159-164}

Μια άλλη επιλογή υλικού για την κατασκευή αισθητικών κεραμικών εξατομικευμένων στηριγμάτων είναι το διπυριτικό λίθιο. Το διπυριτικό λίθιο μπορεί να διαμορφωθεί είτε με τη χρήση συσκευών CAD/CAM κόβοντας ειδικά μπλοκ για την κατασκευή των στηριγμάτων, είτε με τη συμβατική μέθοδο προπλάσματος και θερμοσυμπίεσης. Η διαδικασία παραγωγής μπορεί να επηρεάσει τις τελικές ιδιότητες του υλικού, πιο συγκεκριμένα οι αποκαταστάσεις που παράγονται από τη μέθοδο θερμοσυμπίεσης να αντέχουν

περισσότερο στη θραύση. Επιεμφυτευματικές αποκαταστάσεις με διπυριτικό λίθιο μπορούν να κατασκευαστούν με δύο τρόπους, την κατασκευή ενός στηρίγματος που θα εδράσει επάνω η στεφάνη ή την κατασκευή ενός στηρίγματος στεφάνης. Και στις δύο περιπτώσεις απαραίτητη είναι η χρήση μιας προκατασκευασμένης βάσης τιτανίου, δηλαδή θα πρέπει να ακολουθηθεί το πρωτόκολλο μιας συγκολλοκοχλιούμενης επιεμφυτευματικής αποκατάστασης. Το διπυριτικό λίθιο παρουσίασε αντοχή στη θραύση στις μασητικές δυνάμεις που το κάνει κατάλληλο για την κατασκευή μονήρων επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων. Οι έρευνες έδειξαν ότι κατασκευές διπυριτικού λιθίου που αποτελούνταν από ένα τμήμα στηρίγματος στεφάνης σε μια βάση τιτανίου παρουσίαζαν μεγαλύτερη αντοχή στη θραύση. Αυτό πρέπει να οφείλεται στο πιο συμπαγές της κατασκευής και στην ομοιόμορφη κατανομή των δυνάμεων, μιας και η κατασκευή αποτελείται από ένα τμήμα και όχι από επιμέρους τμήματα. Στην περίπτωση των συγκολλοκοχλιούμενων αποκαταστάσεων από διπυριτικό λίθιο η χρήση τους θα πρέπει να περιορίζεται στην πρόσθια αισθητική περιοχή. Τα στηρίγματα του διπυριτικού λιθίου είναι βιοσυμβατά, καθώς η σύνθεση του υλικού κατασκευής δε φέρει τοξικά στοιχεία, έχει μικρή τάση να διαβρώνεται, υψηλή χημική σταθερότητα σε στοματικό περιβάλλον, μικρή απώλεια στοιχείων και χαμηλή τάση στην προσκόλληση βακτηριδίων. Επίσης, έχει παρατηρηθεί ότι η μικροαδρότητα του στηρίγματος βοηθάει στην προσκόλληση των επιθηλιακών ιστών. Σημαντικό είναι η στίλβωση του στηρίγματος διπυριτικού λιθίου να γίνεται μηχανικά και να αποφεύγεται η εφυάλωση, όπως και στην περίπτωση της ζirkονίας, έτσι ώστε να επιτυγχάνεται υδρόφιλη επιφάνεια.^{70 75-76,78,116 118}

Έρευνες για την εφαρμογή των στηριγμάτων διπυριτικού λιθίου δεν βρέθηκαν στη βιβλιογραφική ανασκόπηση. Η έλλειψη αυτών των ερευνών οφείλεται στο ότι η σύνδεση με το εμφύτευμα γίνεται μέσω προκατασκευασμένης βάσης τιτανίου με αποτέλεσμα η διεπιφάνεια να είναι εξασφαλισμένη. Σε έρευνα που αξιολόγησε όλες τις μεθόδους παραγωγής του στηρίγματος ως προς την επαφή του με τη βάση στηρίγματος αναφέρεται ως η πιο αξιόπιστη μέθοδος με την καλύτερη εφαρμογή η μέθοδος του κερώματος για την κατασκευή προπλάσματος. Η πολύ καλή εφαρμογή με τη μέθοδο κερώματος, ίσως επιτυγχάνεται με το ακριβές κλείσιμο των ορίων κάτω από μεγέθυνση με τη χρήση στερεοσκοπίου. Έρευνες που ανέλυαν την αισθητική των στηριγμάτων διπυριτικού λιθίου και την επιρροή στο χρώμα των περιεμφυτευματικών ιστών δε βρέθηκαν στη προσιτή σε μας βιβλιογραφία. Αυτό μπορεί να οφείλεται στο ότι το διπυριτικό λίθιο είναι νέο για τα οδοντιατρικά δεδομένα και κυρίως στην περιορισμένη χρήση του σε σχέση με το ζirkόνιο για την κατασκευή εξατομικευμένων στηριγμάτων.¹⁵⁰

Το PEEK είναι ένα θερμοπλαστικό πολυμερές υψηλής απόδοσης. Για την κατασκευή εξατομικευμένων στηριγμάτων χρησιμοποιείται κυρίως το PEEK ενισχυμένο 20% με κεραμικά πρόσθετα. Η κύρια μέθοδος παραγωγής εξατομικευμένων στηριγμάτων από PEEK γίνεται με τη χρήση συσκευών CAD/CAM. Έρευνες έχουν δείξει ικανοποιητική αντοχή στις μασητικές δυνάμεις στην πρόσθια περιοχή. Οι ερευνητές επισημαίνουν ότι θα πρέπει να διεξαχθούν περαιτέρω έρευνες για την αντοχή του υλικού, καθώς το υλικό είναι αρκετά σύγχρονο και δεν έχει μελετηθεί αρκετά. Το PEEK σαν υλικό έχει την τάση να μην απελευθερώνει ιόντα, να μην παράγει υπό-παράγοντα και να μη διαβρώνεται. Σαν πολυμερές υλικό, όμως, το PEEK είναι βιοαδρανές, έχει χαμηλή επιφανειακή τάση και

είναι υδροφοβικό. Για να αντιμετωπιστούν αυτές οι ιδιότητες του ΡΕΕΚ και να αυξηθεί η βιοσυμβατότητα των στηριγμάτων γίνεται τροποποίηση της επιφάνειας με επένδυση και ανάμιξη βιοενεργών υλικών, όπως ο υδροξυαπατίτης. Επιπλέον, διαφορετικές χημικές τεχνικές αναπτύχθηκαν για την αδροποίηση και για τη δημιουργία υδρόφιλης επιφάνειας του στηρίγματος. Έρευνες έδειξαν ότι η τροποποίηση της επιφάνειας είχε θετικά αποτελέσματα ως προς τη βιωσιμότητα, προσκόλληση, μετανάστευση και πολλαπλασιασμό των ανθρώπινων επιθηλιακών κυττάρων. Το ΡΕΕΚ είναι ένα πολύ σύγχρονο υλικό για τα οδοντιατρικά δεδομένα και η χρήση του περιορίζεται κυρίως στην κατασκευή στηριγμάτων μεταβατικών εργασιών και στηριγμάτων επούλωσης, γι' αυτό το λόγο η βιβλιογραφία σχετικά με τα εξατομικευμένα στηρίγματα είναι περιορισμένη.^{77,86,123-129}

Όπως είναι προφανές, ο κλινικός Οδοντίατρος και ο Οδοντικός Τεχνολόγος έχουν σήμερα στο «οπλοστάσιό» τους μια πληθώρα υλικών, μεθόδων και σύγχρονων συσκευών επεξεργασίας έτσι ώστε να επιλέξουν τον καταλληλότερο συνδυασμό ανάλογα με το περιστατικό και το επιδιωκόμενο αποτέλεσμα. Το σίγουρο είναι ότι αμφότεροι πρέπει να γνωρίζουν τις δυνατότητες αλλά και τους περιορισμούς έτσι ώστε να γίνεται πάντα η καλύτερη επιλογή. Βεβαίως, πολλά νέα υλικά και μέθοδοι βρίσκονται ακόμα στο στάδιο της διερεύνησης και μένει να αποδειχτεί ότι μπορούν να χρησιμοποιούνται ασφαλώς στην καθημερινή κλινική και εργαστηριακή πράξη. Το πολύ ελπιδοφόρο γεγονός είναι, ότι σήμερα, η διάχυση της πληροφορίας στις κατάλληλες και ειδικές βάσεις δεδομένων είναι άμεση και πολύ αξιόπιστη. Έτσι μπορεί ο κάθε ενδιαφερόμενος με την κατάλληλη διερεύνηση να αποκτήσει πρόσβαση σε ότι πληροφορία επιθυμεί. Βεβαίως και στην ειδική ερευνητική βιβλιογραφία πρέπει η πληροφορία να αποκωδικοποιηθεί και για αυτό απαιτείται η κατάλληλη εκπαίδευση και διαρκής επιμόρφωση εκ μέρους των θεραπόντων κλινικών και εργαστηριακών.

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Με βάση την ανασκόπηση της βιβλιογραφίας και με τους περιορισμούς που έχουν αυτού του τύπου οι μελέτες, η διπλωματική αυτή εργασία κατέληξε στα εξής συμπεράσματα:

- Τα εξατομικευμένα στηρίγματα αποτελούν βασικό στοιχείο στα σχέδια θεραπείας των επιεμφυτευματικών εργασιών.
- Η ανάπτυξη της τεχνολογίας έδωσε πληθώρα υλικών και μεθόδων για την κατασκευή επιεμφυτευματικών στηριγμάτων.
- Από τα υλικά που χρησιμοποιούνται στην οδοντιατρική, το τιτάνιο παραμένει η πιο αξιόπιστη και δημοφιλέστερη επιλογή για την κατασκευή στηριγμάτων.
- Τα προκατασκευασμένα στηρίγματα, ενώ παρουσιάζουν σε πολλές περιπτώσεις καλύτερες ιδιότητες από τα εξατομικευμένα, υστερούν στο αισθητικό κομμάτι και αδυνατούν να αποδώσουν ένα εξατομικευμένο προφίλ ανάδυσης.
- Στους ασθενείς με έντονο βρυγμό προτείνεται η χρήση προκατασκευασμένων στηριγμάτων τιτανίου στην οπίσθια ζώνη.
- Τεχνικές επίστρωσης και αλλαγής του χρώματος του τιτανίου δείχνουν να βοηθούν όχι μόνο την αισθητική, αλλά και τις μηχανικές και βιολογικές ιδιότητες του τιτανίου.
- Η χρήση των κεραμικών στηριγμάτων θα πρέπει να περιορίζεται στην πρόσθια αισθητική ζώνη.
- Τα κεραμικά στηρίγματα θα πρέπει να συνδέονται με το εμφύτευμα μέσω μιας προκατασκευασμένης βάσης τιτανίου, έτσι ώστε να εξασφαλίζεται η σωστή εφαρμογή στη διεπιφάνεια με το εμφύτευμα.
- Πρέπει να γίνονται σωστοί χειρισμοί και κυρίως μηχανική στίλβωση στην εξωτερική επιφάνεια των κεραμικών στηριγμάτων, έτσι ώστε να είναι υδρόφιλη.
- Το οξείδιο της ζirkονίας αποτελεί την κύρια επιλογή για την κατασκευή αισθητικών στηριγμάτων.
- Τα στηρίγματα κατασκευασμένα από ΡΕΕΚ δείχνουν υποσχόμενα αποτελέσματα, αλλά χρειάζεται περισσότερη εργαστηριακή και κλινική έρευνα.
- Η δυσθραυστότητα, η εφαρμογή του στηρίγματος στο όριο του εμφυτεύματος, η βιοσυμβατότητα και η αισθητική είναι παράμετροι επιλογής στηρίγματος. Είναι σημαντικό να τονιστεί ότι τόσο το καθένα όσο και ο συνδυασμός τους θα πρέπει να είναι σε υψηλό επίπεδο ώστε να εξασφαλιστεί η επιτυχία και η μακροβιότητα μιας επιεμφυτευματικής αποκατάστασης.
- Ο Οδοντίατρος σε συνεργασία με τον Οδοντικό Τεχνολόγο θα πρέπει να εξετάζει τις ανάγκες του ασθενή και να κάνει τη σωστή επιλογή όσον αφορά στο συνδυασμό υλικού και μεθόδου παραγωγής, ώστε να καλύπτονται οι ανάγκες αυτές. Ο Οδοντικός Τεχνολόγος από την πλευρά του πρέπει να γνωρίζει τις εξελίξεις, τις δυνατότητες και τους περιορισμούς ή τις αδυναμίες των προτεινόμενων συνδυασμών έτσι ώστε να γίνεται πάντα η καλύτερη επιλογή.

Βιβλιογραφία

- 1 Misch C. Η προσθετική των οδοντικών εμφυτευμάτων. Elsevier Mosby. 2005;15,429-432
2. Linkevicius T., Puisys A, Vindasiute E, Linke-viciene L & Apse P. Does residual cement around implant-supported restorations cause peri-implant disease? A retrospective caseanalysis. Clin Oral Implants Res. 2013a;24:1179–1984
3. Wadhvani C, Rapoport D, La R.S, Hes, T & Kretschmar S. Radiographic detection and characteristic patterns of residual excess cement associated with cement-retained implant restorations: a clinical report. J Prosthet Dent. 2012;107:151-7
4. Vindasiute E, Puisys A, Maslova N, Linkeviciene L, Peciuliene V, Linkevicius T. Clinical factors influencing removal of the cement excess in implant-supported restorations. Clin Implant Dent Relat Res. 2015;17:771-8
5. Dumbrigue HB, Abanomi AA & Cheng LL. Techniques to minimize excess luting agent in cement-retained implant restorations. J Prosthet Dent. 2002;87:112–114
6. Abrahamsson I, Berglundh T, Glantz PO & Lindhe J. The mucosal attachment at different abutments. An experimental study in dogs. J Clin Periodontol. 1998;25:721–727
7. Clinical and Laboratory Manual of Dental Implant Abutments - Shafie - General Information about Implant Abutments 2014: 8-12,17-22,124-125,127
- 8 Γιαννικάκης Σ, Καρκαζής Η. Προσθετική σε εμφυτεύματα. Εργαστηριακή πράξη. 2018:33-35,205-207,284-285,309,316
- 9 Charles A, Babbush J, Hahn J, Krauser J Rosenlicht. Dental Implants the Art and Science. Elsevier. 2011:451-452
- 10 Anusavice K. Philips science of dental materials. Elsevier Saunders. 2003:49,111,418,127
- 11 Darvell B.D. A glossary of terms for dental materials science. 12th edition revised. 2016: 13,127
- 12 Kikuchi K, Akiba N, Sadr A, Sumi Y, Tagami J, Minakuchi S. Evaluation of the marginal fit at implant–abutment interface by optical coherence tomography J Biomed Opt. 2014;19:055002.
- 13 Mello, CC, Lemos, C A A, de Luna Gomes, J M, Verri, F R, & Pellizzer, EP.. CAD/CAM vs conventional technique for fabrication of implant-supported frameworks: A systematic review and meta-analysis of in vitro studies Int J Prosthodont. 2019;32:182–192
- 14 Testori T, Weinstein T, Scutellà F, Wang HL, Zucchelli G. Implant placement in the esthetic area: criteria for positioning single and multiple implants. Periodontology 2000. 2018 77:176-96.
- 15 Grunder U. Εμφυτεύματα στην αισθητική ζώνη. Quintessence publishing. Μπονισέλ οδοντιατρικές εκδόσεις. 2016:8

16. www.zimvie.com
- 17 Jacobs S, O'Connell B. Dental implant restorations principles and procedures Quintessence 2011:98
- 18 Neves FD, Elias GA, da Silva-Neto JP, de Medeiros Dantas LC, da Mota AS, Neto AJ. Comparison of implant-abutment interface misfits after casting and soldering procedures. J Oral Implantol. 2013;40:129-35.
- 19 Lewis S, Liams D, Avera S. The UCLA abutment a four year review. J Prosthet Dent. 1992;67:509-515
- 20 www.bego.com
- 21 Ιδία φωτογράφιση
- 22 www.jota.ch
- 23 Van Blarcom CW (ed): The glossary of prosthodontic terms (ed 7). J Prosthet Dent. 1999;81:39-1102
- 24 Engelmeier RL. The history and development of the dental surveyor: part II J Prosthodont. 2002;11:122-30.
- 25 Tian Y, Chen C, Xu X, Wang J, Hou X, Li K, Lu X, Shi H, Lee ES, Jiang HB. A review of 3D printing in dentistry: Technologies, affecting factors, and applications. Scanning. 2021:17.
26. www.amangirrbach.com
- 27 Spitznagel FA, Bonfante EA, Vollmer F, Gierthmuehlen PC. Failure Load of Monolithic Lithium Disilicate Implant-Supported Single Crowns Bonded to Ti-base Abutments versus to Customized Ceramic Abutments after Fatigue. J Prosthodont. 2022;31:136-46.
- 28 Yannikakis S, Prombonas A. Improving the fit of implant prosthetics: an in vitro study. Int J Oral Maxillofac Implants. 2013;28:126-34
- 29 Edelhoff D, Schweiger J, Prandtner O, et al. Metal-free implant-supported single-tooth restorations. Part I: abutments and cemented crowns. Quintessence Int 2019;50:176-184
- 30 Edelhoff D, Schweiger J, Prandtner O, et al. Metal-free implant-supported single-tooth restorations. Part II: hybrid abutment crowns and material selection. Quintessence Int 2019;50:260-269
- 31 Pitta J, Hicklin SP, Fehmer V, et al. Mechanical stability of zirconia meso-abutments bonded to titanium bases restored with different monolithic all-ceramic crowns. Int J Oral Maxillofac Implants 2019;34:1091-1097
- 32 Totou D, Naka O, Mehta SB, Banerji S. Esthetic, mechanical, and biological outcomes of various implant abutments for single-tooth replacement in the anterior region: a systematic review of the literature. Int J Implant Dent. 2021;7:1-7.

- 33 Zembic A, Sailer I, Jung RE, Hämmerle CH. Randomized-controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implants in canine and posterior regions: 3-year results. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20:802-8.
- 34 Zembic A, Bösch A, Jung RE, Hämmerle CH, Sailer I. Five-year results of a randomized controlled clinical trial comparing zirconia and titanium abutments supporting single-implant crowns in canine and posterior regions. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24:384-90.
- 35 Linkevicius T, Vaitelis J. The effect of zirconia or titanium as abutment material on soft peri-implant tissues: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26:139-47.
- 36 www.dentist.zfx-dental.com
37. Park SJ, Lee SW, Leesungbok R, Ahn SJ. Influence of the connection design and titanium grades of the implant complex on resistance under static loading. *J Adv Prosthodont.* 2016;8:388-95.
- 38 www.straumann.com
- 39 Annunziata M, Oliva A, Basile MA, Giordano M, Mazzola N, Rizzo A, Lanza A, Guida L. The effects of titanium nitride-coating on the topographic and biological features of TPS implant surfaces *J Dent.* 2011;39:720-8.
40. Lim HP, Lee KM, Koh YI, Park SW. Allergic contact stomatitis caused by a titanium nitride-coated implant abutment: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2012;108:209-13.
- 41 Revilla-León M, Özcan M. Additive manufacturing technologies used for 3D metal printing in dentistry. *Curr Oral Health Rep.* 2017;4:201-8.
- 42 Vaquero-Aguilar C, Jiménez-Melendo M, Torres-Lagares D, Llena-Blasco O, Bruguera A, Llena-Blasco J, García-Calderón M, Velázquez-Cayón R, Gutiérrez-Pérez JL. Zirconia implant abutments: microstructural analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012 Jul 1;27(4):785.
- 43 AL-AMLEH B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review *J. Oral Rehabil.* 2010 Aug;37(8):641-52.
- 44 Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torriceni P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002 Nov 1;17(6).
- 45 Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater.* 2008 Mar 1;24(3):299-307.
- 46 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.
- 47 Denry IL, Holloway JA. Microstructural and crystallographic surface changes after grinding zirconia-based dental ceramics. *J Biomed Mater Res Part B Appl. Biomater.* 2006;76:440-8.

- 48 Jing Z, Ke Z, Yihong L, Zhijian S. Effect of Multistep Processing Technique on the Formation of Micro-defects and Residual Stresses in Zirconia Dental Restorations. *J Prosthodont.* 2014;23:206-12.
- 49 Al Hamad KQ, Al-Rashdan RB, Al-Rashdan BA, Baba NZ. Effect of milling protocols on trueness and precision of ceramic crowns. *J Prosthodont.* 2021;30:171-6.
- 50 Denkena B, Breidenstein B, Busemann S, Lehr CM. Impact of hard machining on zirconia based ceramics for dental applications. *Procedia CIRP.* 2017;65:248-52.
- 51 Schriwer C, Skjold A, Gjerdet NR, Øilo M. Monolithic zirconia dental crowns. Internal fit, margin quality, fracture mode and load at fracture. *Dent Mater.* 2017;33:1012-20.
- 52 www.ivoclar.com
- 53 Ips E.max scientific documentation
- 54 Neves FD, Prado CJ, Prudente MS, Carneiro TA, Zancopé K, Davi LR, Mendonça G, Cooper LF, Soares CJ. Micro-computed tomography evaluation of marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated by using chairside CAD/CAM systems or the heat-pressing technique. *J Prosthet Dent.* 2014;112:1134-40.
- 55 Papathanasiou I, Kamposiora P, Papavasiliou G, Ferrari M. The use of PEEK in digital prosthodontics: A narrative review. *BMC Oral Health.* 2020;20:1.
- 56 Benakatti VB, Sajjanar JA, Acharya AD. Polyetheretherketone (PEEK) in dentistry. *J Clin Diagn Res.* 2019;13:8.
- 57 Ramenzoni LL, Attin T, Schmidlin PR. In vitro effect of modified polyetheretherketone (PEEK) implant abutments on human gingival epithelial keratinocytes migration and proliferation. *Materials.* 2019;12:1401.
- 58 Alharbi N, Osman RB, Wismeijer D. Factors Influencing the Dimensional Accuracy of 3D-Printed Full-Coverage Dental Restorations Using Stereolithography Technology. *Int J Prosthodont.* 2016;29:503-10.
- 59 Liu Q, Leu MC, Schmitt SM. Rapid prototyping in dentistry: technology and application. *Int J Adv Manuf Technol.* 2006;29:317-35.
- 60 Sabbah A, Romanos G, Delgado-Ruiz R. Impact of layer thickness and storage time on the properties of 3d-printed dental dies. *Materials.* 2021;14:509.
- 61 Ogawa T, Sitalaksmi RM, Miyashita M, Maekawa K, Ryu M, Kimura-Ono A, Suganuma T, Kikutani T, Fujisawa M, Tamaki K, Kuboki T. Effectiveness of the socket shield technique in dental implant: A systematic review. *J Prosthodont Res.* 2022;66:12-8.
- 62 Ma M, Li X, Zou L, He J, Zhao B. Mechanical properties and marginal fit of prefabricated versus customized dental implant abutments: A comparative study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2022;24:720-9.

- 63 Yilmaz B, Salaita LG, Seidt JD, Clelland NL, McGlumphy EA. Load to failure of different titanium abutments for an internal hexagon implant. *J Prosthet Dent.* 2015;114:513-6.
- 64 Markarian RA, Galles DP, França FM. Dental implant-abutment fracture resistance and wear induced by single-unit screw-retained CAD components fabricated by four CAM methods after mechanical cycling. *J Prosthet Dent.* 2022;128:450-7.
- 65 Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hämmerle CH, Zwahlen M. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20:4-31.
- 66 Foong JK, Judge RB, Palamara JE, Swain MV. Fracture resistance of titanium and zirconia abutments: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2013;109:304-12.
- 67 Park JI, Lee Y, Lee JH, Kim YL, Bae JM, Cho HW. Comparison of fracture resistance and fit accuracy of customized zirconia abutments with prefabricated zirconia abutments in internal hexagonal implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2013;15:769-78.
- 68 Chun HJ, Yeo IS, Lee JH, Kim SK, Heo SJ, Koak JY, Han JS, Lee SJ. Fracture strength study of internally connected zirconia abutments reinforced with titanium inserts. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015;30:346-50.
- 69 Ebert A, Hedderich J, Kern M. Retention of zirconia ceramic copings bonded to titanium abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22:921-7.
- 70 Elsayed A, Wille S, Al-Akhali M, Kern M. Effect of fatigue loading on the fracture strength and failure mode of lithium disilicate and zirconia implant abutments. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29:20-7.
- 71 Truninger TC, Stawarczyk B, Leutert CR, Sailer TR, Hämmerle CH, Sailer I. Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant–abutment connections after aging and chewing simulation. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23:12-8.
- 72 Yilmaz B, Salaita LG, Seidt JD, McGlumphy EA, Clelland NL. Load to failure of different zirconia abutments for an internal hexagon implant. *J Prosthet Dent.* 2015;114:373-7.
- 73 Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2006;95:111-6.
- 74 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;32:838-43.
- 75 Roberts EE, Bailey CW, Ashcraft-Olmscheid DL, Vandewalle KS. Fracture resistance of titanium -based lithium disilicate and zirconia implant restorations. *J Prosthodont.* 2018;27:644-50.
- 76 Spitznagel FA, Bonfante EA, Vollmer F, Gierthmuehlen PC. Failure Load of Monolithic Lithium Disilicate Implant-Supported Single Crowns Bonded to Ti-base Abutments versus to Customized Ceramic Abutments after Fatigue. *J Prosthodont.* 2022;31:136-46.

- 77 Atsü SS, Aksan E, Bulut AC. Fracture Resistance of Titanium, Zirconia, and Ceramic-Reinforced Polyetheretherketone Implant Abutments Supporting CAD/CAM Monolithic Lithium Disilicate Ceramic Crowns After Aging. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2019;34:622–630.
- 78 Favasuli L, Mascarenhas PS, Mauricio P. Laboratory Fracture Resilience of Hybrid Abutments Used in Oral Rehabilitation: A Systematic Review. *J Funct Biomater*. 2022;13:120.
- 79 Long L, Alqarni H, Masri R. Influence of implant abutment fabrication method on clinical outcomes: a systematic review. *Eur J Oral Implantol*. 2017;10:67-77.
- 80 Rae A, Alikhasi M, Nowzari H, Djalalinia S, Khoshkam V, Moslemi N. Comparison of peri-implant clinical outcomes of digitally customized and prefabricated abutments: a systematic review and meta-analysis. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2021;23:216-27.
- 81 Linkevicius T, Vindasiute E, Puisys A, Linkeviciene L, Maslova N, Puriene A. The influence of the cementation margin position on the amount of undetected cement. A prospective clinical study. *Clin Oral Implants Res*. 2013;24:71-6.
- 82 Staubli N, Walter C, Schmidt JC, Weiger R, Zitzmann NU. Excess cement and the risk of peri-implant disease—a systematic review *Clin Oral Implants Res*. 2017;28:1278-90.
- 83 Mailoa J, Fu JH, Chan HL, Khoshkam V, Wang HL, Li J. The Effect of Vertical Implant Position in relation to adjacent teeth on marginal bone loss in posterior arches: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015;30:931-6.
- 84 Paek J, Woo YH, Kim HS, Pae A, Noh K, Lee H, Kwon KR. Comparative analysis of screw loosening with prefabricated abutments and customized CAD/CAM abutments. *Implant Dent*. 2016;25:770-4.
- 85 Brunello G, Brun P, Gardin C, Ferroni L, Bressan E, Meneghello R, Zavan B, Sivoletta S. Biocompatibility and antibacterial properties of zirconium nitride coating on titanium abutments: An in vitro study. *PLoS One*. 2018;13:e0199591.
- 86 Osman MA, Alamouh RA, Kushnerev E, Seymour KG, Shawcross S, Yates JM. Human osteoblasts response to different dental implant abutment materials: An in-vitro study. *Dent Mater* 2022;38:1547-57.
- 87 Groessner-Schreiber B, Neubert A, Müller WD, Hopp M, Griepentrog M, Lange KP. Fibroblast growth on surface-modified dental implants: An in vitro study. *J Biomed Mater Res. Part A*. 2003;64:591-9.
- 88 Groessner -Schreiber B, Griepentrog M, Haustein I, Müller WD, Briedigkeit H, Göbel UB, Lange KP. Plaque formation on surface modified dental implants: An in vitro study. *Clin Oral Implants Res*. 2001;12:543-51.
- 89 Groessner-Schreiber B, Hannig M, Dück A, Griepentrog M, Wenderoth DF. Do different implant surfaces exposed in the oral cavity of humans show different biofilm compositions and activities?. *Eur J Oral Sci*. 2004;112:516-22.

- 90 Del Castillo R, Chochlidakis K, Galindo-Moreno P, Ercoli C. Titanium nitride coated implant abutments: from technical aspects and soft tissue biocompatibility to clinical applications. A literature review. *J Prosthodont.* 2022;31:571-8.
- 91 Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary fixed prosthodontics.* 4th ed. St. Louis: Elsevier; 2006. p.589-615.
- 92 Garhammer P, Schmalz G, Hiller KA, Reitinger T. Metal content of biopsies adjacent to dental cast alloys. *Clin Oral Investig.* 2003;7:92-7.
- 93 Garhammer P, Hiller KA, Reitinger T, Schmalz G. Metal content of saliva of patients with and without metal restorations. *Clin Oral Investig.* 2004;8:238-42.
- 94 Wataha JC, Craig RG, Hanks CT. The release of elements of dental casting alloys into cell-culture medium. *J Dent Res.* 1991;70:1014-8.
- 95 Can G, Akpınar G, Aydın A. The release of elements from dental casting alloy into cell-culture medium and artificial saliva. *Eur J Dent.* 2007;1:086-90.
- 96 Wylie CM, Shelton RM, Fleming GJ, Davenport AJ. Corrosion of nickel-based dental casting alloys. *Dent Mater.* 2007;23:714-23.
- 97 Lucchetti MC, Fratto G, Valeriani F, De Vittori E, Giampaoli S, Papetti P, Spica VR, Manzon L. Cobalt-chromium alloys in dentistry: An evaluation of metal ion release. *J Prosthet Dent.* 2015;114:602-8.
- 98 Josset Y, Oum'Hamed Z, Zarrinpour A, Lorenzato M, Adnet JJ, Laurent-Maquin D. In vitro reactions of human osteoblasts in culture with zirconia and alumina ceramics. *J Biomed Mater Res.* 1999;47:481-93.
- 99 Torricelli P, Verne E, Brovarone CV, Appendino P, Rustichelli F, Krajewski A, Ravaglioli A, Pierini G, Fini M, Giavaresi G, Giardino R. Biological glass coating on ceramic materials:: in vitro evaluation using primary osteoblast cultures from healthy and osteopenic rat bone. *Biomaterials.* 2001;22:2535-43.
- 100 Lohmann CH, Dean DD, Köster G, Casasola D, Buchhorn GH, Fink U, Schwartz Z, Boyan BD. Ceramic and PMMA particles differentially affect osteoblast phenotype. *Biomaterials.* 2002;23:1855-63.
- 101 Bächle M, Butz F, Hübner U, Bakaliniš E, Kohal RJ. Behavior of CAL72 osteoblast-like cells cultured on zirconia ceramics with different surface topographies. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18:53-9.
- 102 Hao L, Lawrence J, Chian KS. Osteoblast cell adhesion on a laser modified zirconia based bioceramic. *J Mater Sci Mater Med.* 2005;16:719-26.
- 103 Nascimento CD, Pita MS, Fernandes FH, Pedrazzi V, de Albuquerque Junior RF, Ribeiro RF. Bacterial adhesion on the titanium and zirconia abutment surfaces. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25:337-43.

- 104 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 Periodontol.* 2004;75:292-6.
- 105 Okabe E, Ishihara Y, Kikuchi T, Izawa A, Kobayashi S, Goto H, Kamiya Y, Sasaki K, Ban S, Noguchi T, Kawai T. Adhesion Properties of Human Oral Epithelial-Derived Cells to Zirconia. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2016;18:906-16.
- 106 Lee DJ, Ryu JS, Shimono M, Lee KW, Lee JM, Jung HS. Differential healing patterns of mucosal seal on zirconia and titanium implant. *Front Physiol.* 2019;10:796.
- 107 Welander M, Abrahamsson I, Berglundh T. The mucosal barrier at implant abutments of different materials. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19:635-41.
- 108 Tang K, Luo ML, Zhou W, Niu LN, Chen JH, Wang F. The integration of peri-implant soft tissues around zirconia abutments: Challenges and strategies. *Bioact Mater.* 2023;27:348-61.
- 109 Pjetursson BE, Zarauz C, Strasding M, Sailer I, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the influence of the implant-abutment connection on the clinical outcomes of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions *Clin Oral Implants Res.* 2018;29:160-83.
- 110 Caricasulo R, Malchiodi L, Ghensi P, Fantozzi G, Cucchi A. The influence of implant-abutment connection to peri-implant bone loss: A systematic review and meta-analysis. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2018;20:653-64.
- 111 Canullo L, Orlando Rossetti PH, Penarrocha D. Identification of *Enterococcus Faecalis* and *Pseudomonas Aeruginosa* on and in Implants in Individuals with Peri-implant Disease: A Cross-Sectional Study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015;30: 583-7.
- 112 Veerachamy S, Yarlagadda T, Manivasagam G, Yarlagadda PK. Bacterial adherence and biofilm formation on medical implants: a review. *Proc Inst Mech Eng Part H J Eng Med.* 2014;228:1083-99.
- 113 Queiroz DA, Hagee N, Lee DJ, Zheng F. The behavior of a zirconia or metal abutment on the implant-abutment interface during cyclic loading. *J Prosthet Dent.* 2020;124:211-6.
- 114 Baldassarri M, Hjerppe J, Romeo D, Fickl S, Thompson VP, Stappert CF. Marginal accuracy of three implant-ceramic abutment configurations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27: 537-43.
- 115 Ramalho I, Witek L, Coelho PG, Bergamo E, Pegoraro LF, Bonfante EA. Influence of abutment fabrication method on 3D fit at the implant-abutment connection. *Int J Prosthodont.* 2020;33:641-7.
- 116 Jung S, Moser MM, Kleinheinz J, Happe A. Biocompatibility of lithium disilicate and zirconium oxide ceramics with different surface topographies for dental implant abutments. *Int J Mol Sci.* 2021;22:7700.

- 117 Bolortuya G, Ebihara A, Ichinose S, Watanabe S, Anjo T, Kokuzawa C, Saegusa H, Kawashima N, Suda H. Effects of dentin surface modifications treated with Er: YAG and Nd: YAG laser irradiation on fibroblast cell adhesion. *Photomed Laser Surg.* 2012;30:63-70.
- 118 Brunot-Gohin C, Duval JL, Verbeke S, Belanger K, Pezron I, Kugel G, Laurent-Maquin D, Gangloff S, Egles C. Biocompatibility study of lithium disilicate and zirconium oxide ceramics for esthetic dental abutments. *J Periodontal Implant Sci.* 2016;46:362-71.
- 119 Ziebart T, Schnell A, Walter C, Kämmerer PW, Pabst A, Lehmann KM, Ziebart J, Klein MO, Al-Nawas B. Interactions between endothelial progenitor cells (EPC) and titanium implant surfaces. *Clin Oral Investig.* 2013;17:301-9.
- 120 Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials.* 2007;28:4845-69.
- 121 Liao K. Performance characterization and modeling of a composite hip prosthesis. *Exp Tech.* 1994;18:33-8.
- 122 Corvelli AA, Biermann PJ, Roberts JC. Design, analysis, and fabrication of a composite segmental bone replacement implant. *J Adv Mater.* 1997;28:2-8.
- 123 Sturz CR, Faber FJ, Scheer M, Rothamel D, Neugebauer J. Effects of various chair-side surface treatment methods on dental restorative materials with respect to contact angles and surface roughness. *Dent Mater J.* 2015;34:796-813.
- 124 Ghazal-Maghras R, Vilaplana-Vivo J, Camacho-Alonso F, Martínez-Beneyto Y. Properties of polyetheretheretherketone (PEEK) implant abutments: A systematic review. *J Clin Exp Dent.* 2022;14:e349.
- 125 Katzer A, Marquardt H, Westendorf J, Wening JV, Von Foerster G. Polyetheretherketone—cytotoxicity and mutagenicity in vitro. *Biomaterials.* 2002;23:1749-59.
- 126 Bakar MA, Cheng MH, Tang SM, Yu SC, Liao K, Tan CT, Khor KA, Cheang P. Tensile properties, tension–tension fatigue and biological response of polyetheretherketone–hydroxyapatite composites for load-bearing orthopedic implants. *Biomaterials.* 2003;24:2245-50.
- 127 Suska F, Omar O, Emanuelsson L, Taylor M, Gruner P, Kinbrum A, Hunt D, Hunt T, Taylor A, Palmquist A. Enhancement of CRF-PEEK osseointegration by plasma-sprayed hydroxyapatite: a rabbit model. *J Biomater Appl.* 2014;29:234-42.
- 128 Ha SW, Mayer J, Koch B, Wintermantel E. Plasma-sprayed hydroxylapatite coating on carbon fibre reinforced thermoplastic composite materials. *J Mater Sci Mater Med.* 1994;5:481-4.
- 129 Ramenzoni LL, Attin T, Schmidlin PR. In vitro effect of modified polyetheretherketone (PEEK) implant abutments on human gingival epithelial keratinocytes migration and proliferation. *Materials.* 2019;12:1401.

- 130 Ma M, Li X, Zou L, He J, Zhao B. Mechanical properties and marginal fit of prefabricated versus customized dental implant abutments: A comparative study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2022;24:720-9.
- 131 Mobilio N, Fasiol A, Franceschetti G, Catapano S. Marginal vertical fit along the implant-abutment interface: A microscope qualitative analysis. *Dent J* 2016;4:31.
- 132 Butignon LE, Basilio MD, Santo JS. Vertical Misfit of Single-Implant Abutments Made from Different Materials Under Cyclic Loading. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2016;31:1017-22.
- 133 Sahin S, Çehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent.* 2001;10:85-92.
- 134 Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clin Oral implants Res.* 2012;23:202-16.
- 135 Broggini N, McManus LM, Hermann JS, Medina RU, Oates TW, Schenk RK, Buser D, Mellonig JT, Cochran DL. Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. *J Dent Res.* 2003;82:232-7.
- 136 Jeong KW, Kim SH, Şen N, Şermet IB, Gürler N. Sealing capability and marginal fit of titanium versus zirconia abutments with different connection designs. *J Adv Prosthodont.* 2019;11:105-11.
- 137 Jemt T. Failures and Complications in 391 Consecutively Inserted Fixed Protheses Supported by Brånemark Implants in Edentulous Jaws: A Study of Treatment From the Time of Prosthesis Placement to the First Annual Checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991;6:270-6.
- 138 Quirynen M, Van Steenberghe D. Bacterial colonization of the internal part of two-stage implants. An in vivo study. *Clin Oral Implants Res.* 1993;4:158-61.
- 139 Mishra SK, Chowdhary R, Kumari S. Microleakage at the different implant abutment interface: a systematic review. *J Clin Diagnostic Res.* 2017;11:ZE10.
- 140 Apicella D, Veltri M, Chieffi N, Polimeni A, Giovannetti A, Ferrari M. Implant adaptation of stock abutments versus CAD/CAM abutments: a radiographic and Scanning Electron Microscopy study. *Ann Stomatol.* 2010;1:9.
- 141 Lops D, Meneghello R, Sbricoli L, Savio G, Bressan E, Stellini E. Precision of the Connection Between Implant and Standard or Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing Abutments: A Novel Evaluation Method. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2018;33:23-30.
- 142 Jörnégus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7:353-9.

- 143 Lewis S, Beumer III J, Hornburg W, Moy P. The "UCLA" abutment Int J Oral Maxillofac Implants. 1988;3:183-189.
- 144 Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments J Prosthet Dent. 1998;80:184-92.
- 145 Molinero-Mourelle P, Cascos-Sanchez R, Yilmaz B, Lam WY, Pow EH, Del Río Highsmith J, Gómez-Polo M. Effect of Fabrication Technique on the Microgap of CAD/CAM Cobalt–Chrome and Zirconia Abutments on a Conical Connection Implant: An In Vitro Study. Materials. 2021;14:2348.
- 146 Gonzalo E, Vizoso B, Lopez-Suarez C, Diaz P, Pelaez J, Suarez MJ. Evaluation of milled titanium versus laser sintered Co-Cr abutments on the marginal misfit in internal implant-abutment connection. Materials. 2020;13:4873.
- 147 Alikhasi M, Monzavi A, Bassir SH, Naini RB, Khosronedjad N, Keshavarz S. A comparison of precision of fit, rotational freedom, and torque loss with copy-milled zirconia and prefabricated titanium abutments. Int J Oral Maxillofac Implants. 2013;28:996-1002.
- 148 Park JI, Lee Y, Lee JH, Kim YL, Bae JM, Cho HW. Comparison of fracture resistance and fit accuracy of customized zirconia abutments with prefabricated zirconia abutments in internal hexagonal implants. Clin Implant Dent Relat Res. 2013;15:769-78.
- 149 Mehl C, Gaßling V, Schultz-Langerhans S, Açil Y, Bähr T, Wiltfang J, Kern M. Influence of Four Different Abutment Materials and the Adhesive Joint of Two-Piece Abutments on Cervical Implant Bone and Soft Tissue. Int J Oral Maxillofac Implants. 2016;31:1264-1272.
- 150 Taha D, Nour M, Zohdy M, El-Etreby A, Hamdy A, Salah T. The effect of different wax pattern fabrication techniques on the marginal fit of customized lithium disilicate implant abutments. J Prosthodont. 2019;28:1018-23.
- 151 Johnston WM, Kao E. Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. J Dent Res. 1989;68:819-22.
- 152 Sailer I, Fehmer V, Ioannidis A, Hämmerle CH, Thoma DS. Threshold value for the perception of color changes of human gingiva. Int J Periodontics Restorative Dent. 2014;34:757-62.
- 153 Benic GI, Scherrer D, Sancho - Puchades M, Thoma DS, Hämmerle CH. Spectrophotometric and visual evaluation of peri-implant soft tissue color. Clin Oral Implants Res. 2017;28:192-200.
- 154 Paniz G, Bressan E, Stellini E, Romeo E, Lops D. Correlation between subjective and objective evaluation of peri-implant soft tissue color. Clin Oral Implants Res. 2014;25:992-6.
- 155 Bittner N, Schulze-Späte U, Silva C, Da Silva JD, Kim DM, Tarnow D, Ishikawa-Nagai S, Gil MS. Comparison of Peri-implant Soft Tissue Color with the Use of Pink-Neck vs Gray Implants and Abutments Based on Soft Tissue Thickness: A 6-Month Follow-up Study. Int J Prosthodont. 2020;33:29-38.

- 156 Wang T, Wang L, Lu Q, Fan Z. Influence of anodized titanium abutments on the esthetics of the peri-implant soft tissue: A clinical study. *J Prosthet Dent.* 2021;125:445-52.
- 157 Gil MS, Ishikawa-Nagai S, Elani HW, Da Silva JD, Kim DM, Tarnow D, Schulze-Späte U, Cleber S, Bittner N. Comparison of the Color Appearance of Peri-implant Soft Tissue with Natural Gingiva Using Anodized Pink-Neck Implants and Pink Abutments: A Prospective Clinical Trial. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2019;1:752–758.
- 158 Kim YS, Ko Y, Kye SB, Yang SM. Human gingival fibroblast (HGF-1) attachment and proliferation on several abutment materials with various colors. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29:969-75.
- 159 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;17:285-90.
- 160 Abduo J, Lyons K. Rationale for the use of CAD/CAM technology in implant prosthodontics. *Int J Dent.* 2013;1:2013.
- 161 Zembic A, Kim S, Zwahlen M, Kelly JR. Systematic review of the survival rate and incidence of biologic, technical, and esthetic complications of single implant abutments supporting fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29:99-116.
- 162 Rompen E, Raepsaet N, Domken O, Touati B, Van Dooren E. Soft tissue stability at the facial aspect of gingivally converging abutments in the esthetic zone: a pilot clinical study. *J Prosthet. Dent.* 2007;97:119-25.
- 163 Lops D, Stellini E, Sbricoli L, Cea N, Romeo E, Bressan E. Influence of abutment material on peri-implant soft tissues in anterior areas with thin gingival biotype: a multicentric prospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2017;28:1263-8.
- 164 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 Implants Res.* 2011;22:631-7.
- 165 Carrillo de Albornoz A, Vignoletti F, Ferrantino L, Cárdenas E, De Sanctis M, Sanz M. A randomized trial on the aesthetic outcomes of implant-supported restorations with zirconia or titanium abutments. *J Clin Periodontol.* 2014;41:1161-9.
- 166 Meijer HJ, Stellingsma K, Meijndert L, Raghoobar GM. A new index for rating aesthetics of implant-supported single crowns and adjacent soft tissues—the Implant Crown Aesthetic Index. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16:645–649.
- 167 Bharate V, Kumar Y, Koli D, Pruthi G, Jain V. Effect of different abutment materials (zirconia or titanium) on the crestal bone height in 1 year. *J Oral Biol Craniofac Res.* 2020;10:372.
- 168 Guo L, Smeets R, Kluwe L, Hartjen P, Barbeck M, Cacaci C, Gosau M, Henningsen A. Cytocompatibility of titanium, zirconia and modified PEEK after surface treatment using UV light or non-thermal plasma. *Int J Mol Sci.* 2019;20:5596.

169 Huang Z, Wang Z, Yin K, Li C, Guo M, Lan J. The biocompatibility and mechanical properties of plasma sprayed zirconia coated abutment. *J Adv Prosthodont.* 2020;12:157.