



**ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ**  
**ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ ΚΑΙ ΠΡΟΝΟΙΑΣ**  
**ΤΜΗΜΑ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ**  
**ΤΟΜΕΑΣ: ΟΔΟΝΤΙΚΗΣ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ**



**ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΟ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ**  
**«ΣΥΓΧΡΟΝΗ ΠΡΟΣΘΕΤΙΚΗ ΟΔΟΝΤΙΚΗΣ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ»**

**ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ**

**Στάδια ψηφιακής σχεδίασης και κατασκευής σκελετών κοχλιούμενων  
επιεμφυτευματικών εργασιών**

**Αντώνιος - Δημήτριος Νικόπουλος**

**ΑΜ: 21009**

**Επιβλέπων: Σταύρος Γιαννικάκης, Καθηγητής**

**Αθήνα 2024**



**UNIVERSITY OF WEST ATTICA**  
**FACULTY OF HEALTH AND CARE SCIENCES**  
**DEPARTMENT OF BIOMEDICAL SCIENCES**  
**DIVISION OF DENTAL TECHNOLOGY**



**POSTGRADUATE PROGRAMM**  
**«ADVANCED PROSTHETICS IN DENTAL TECHNOLOGY»**

**MASTER'S THESIS**

**Framework digital designing and construction workflow of screw-retained  
implant prostheses.**

**Antonios - Dimitrios Nikopoulos**

**CN:21009**

**SUPERVISOR: Stavros Giannikakis, Professor**

**Athens 2024**

Σήμερα 20/04/2024 έγινε παρουσίαση της Μεταπτυχιακής Διπλωματικής Εργασίας του μεταπτυχιακού φοιτητή Νικόπουλου Αντώνιου Δημήτριου με ΑΜ 21009 ενώπιον της κάτωθι εξεταστικής επιτροπής

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

**ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗΣ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ** Ο κάτωθι υπογεγραμμένος Νικόπουλος Αντώνιος Δημήτριος, με αριθμό μητρώου 21009 φοιτητής 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  
Νικόπουλος Αντώνιος Δημήτριος

Ο επιβλέπων καθηγητής  
Γιαννικάκης Σταύρος

## **ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ**

### **ΠΕΡΙΛΗΨΗ**

### **SUMMARY**

### **ΕΙΣΑΓΩΓΗ**

### **ΣΚΟΠΟΣ**

## **ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ**

### **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1 Αποτύπωση**

#### **1.1 Εισαγωγή**

#### **1.2 Συμβατική αποτύπωση με ελαστομερή υλικά**

#### **1.3 Ψηφιακή αποτύπωση**

### **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2 Τεχνολογία CAD/CAM**

#### **2.1 Εισαγωγή**

#### **2.2 Ψηφιοποίηση δεδομένων στην επανορθωτική οδοντιατρική**

#### **2.3 Εξωστοματικοί Σαρωτές**

#### **2.4 Ενδοστοματικοί Σαρωτές**

#### **2.5 Καταγραφή των σχέσεων και των κινήσεων της κάτω γνάθου.**

#### **2.6 Συμπεράσματα**

### **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 Σχεδίαση με τη βοήθεια του υπολογιστή (CAD)**

#### **3.1 Εισαγωγή**

#### **3.2 Φωτογραφία 2D: Σχεδιασμός ψηφιακού χαμόγελου**

#### **3.3 3D Ψηφιακή Σχεδίαση**

#### **3.4 Ψηφιακά εργαλεία / λογισμικό σχεδίασης**

#### **3.5 Συμπεράσματα**

### **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4 Κατασκευή προσθετικών αποκαταστάσεων με τη βοήθεια υπολογιστή: Τεχνικές και υλικά κατασκευής**

#### **4.1 Εισαγωγή**

#### **4.2 Αφαιρετική μέθοδος κατασκευής**

##### **4.2.1 Μηχανική κατεργασία και άλεση (κοπή)**

##### **4.2.2 Αφαιρετική μέθοδος κατασκευής (κοπή) με λέιζερ**

#### **4.3 Προσθετική μέθοδος κατασκευής**

##### **4.3.1 3D εκτύπωση**

##### **4.3.2 Τεχνολογίες τρισδιάστατης εκτύπωσης**

##### **4.3.3 Πλεονεκτήματα και περιορισμοί της τρισδιάστατης εκτύπωσης**

##### **4.3.4 Δυνατότητες και μελλοντική κατεύθυνση της τεχνολογίας τρισδιάστατης εκτύπωσης**

##### **4.3.5 Τήξη με λέιζερ τεχνολογία**

### **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5 Η παθητική εφαρμογή και η σημασία της στην σύγχρονη επιεμφυτευματική προσθετική**

### **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6 Η διαχείριση της σύγκλεισης στις ακίνητες επιεμφυτευματικές αποκαταστάσεις**

## **ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ**

### **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1 ΨΗΦΙΑΚΟΣ ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΚΟΧΛΙΟΥΜΕΝΩΝ ΕΠΙΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΙΚΩΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΕΩΝ**

#### **1.1 Σχεδίαση σκελετού κοχλιούμενων επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων αναλογικής αποτύπωσης με τη βοήθεια της CAD-CAM Τεχνολογίας**

#### **1.2 Στάδια ψηφιακού σχεδιασμού**

### **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2 Ψηφιακός σχεδιασμός συγκολλοκοχλιούμενων επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων**

#### **2.1 Σχεδιασμός σκελετού επιεμφυτευματικής συγκολλοκοχλιούμενης αποκατάστασης ψηφιακής αποτύπωσης.**

##### **2.1.1 Σχεδιασμός εκμαγείου εργασίας (model creator)**

**2.1.2 Ψηφιακός σχεδιασμός σκελετού συγκολλοκοχλιούμενης αποκατάστασης**

**2.1.3 Σχεδιασμός επιεμφυτευματικής μονολιθικής ζιρκονίας (συγκολλοκοχλιούμενη αποκατάσταση)**

**ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 Μέθοδοι κατασκευής σκελετού κοχλιούμενων και συγκολλοκοχλιούμενων επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων με τη χρήση της τεχνολογίας CAD-CAM.**

**3.1 Αφαιρετική μέθοδος κατασκευής**

**3.1.1 Σχεδιασμός και κατασκευή κοχλιούμενης επιεμφυτευματικής γέφυρας μεταλλοκεραμικής γέφυρας. Συμβατική και ψηφιακή ροή εργασίας.**

**3.1.2 Σχεδιασμός και κατασκευή κοχλιούμενης επιεμφυτευματικής γέφυρας ζιρκονίας. Ψηφιακή ροή εργασίας.**

**3.2 Προσθετική μέθοδος κατασκευής**

**ΣΥΖΗΤΗΣΗ**

**ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ**

**ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ**

## **ΠΕΡΙΛΗΨΗ**

Αντικείμενο της μελέτης αποτελεί η παρουσίαση του ψηφιακού σχεδιασμού και της κατασκευής σκελετών κοχλιούμενων και συγκολοκοχλιούμενων επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων. Η εργασία επικεντρώνεται στην ανάδειξη των μεθόδων κατασκευής και των χρησιμοποιούμενων υλικών με τη χρήση της ψηφιακής τεχνολογίας CAD/CAM και την καταγραφή των πλεονεκτημάτων και των μειονεκτημάτων της χρήσης αυτής της τεχνολογίας στην καθημερινή πρακτική συγκριτικά με τις παλαιότερες συμβατικές μεθόδους. Στο πλαίσιο αυτό παρουσιάζονται οι γενικές αρχές της αποτύπωσης και οι σύγχρονες τεχνικές που αφορούν στην ενδοστοματική και εξωστοματική σάρωση. Σκοπός είναι η υπογράμμιση της ανάγκης εξοικείωσης του σύγχρονου οδοντικού τεχνολόγου με το ψηφιακό περιβάλλον εργασίας, για τον λόγο αυτό παρουσιάζονται αναλυτικά οι δυνατότητες και τα εργαλεία των σύγχρονων λογισμικών σχεδίασης και παρατίθενται οι βασικές τεχνικές αφαιρετικής και προσθετικής κατασκευής, τα πλεονεκτήματα, οι περιορισμοί και τα ανά περίπτωση υλικά εκλογής.

Η εργασία περιλαμβάνει ειδικότερα ψηφιακούς σχεδιασμούς επιεμφυτευματικών σκελετών και σχεδιασμούς μονολιθικών αποκαταστάσεων με αξιοποίηση του λογισμικού σχεδίασης exocad Dental CAD, ενώ παράλληλα εκθέτει υπό μορφή παραδειγμάτων την κατασκευή επιμέρους περιστατικών επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων με τη χρήση της CAD/CAM τεχνολογίας, προκειμένου να αναδειχθούν τα οφέλη της ψηφιακής ροής εργασίας αλλά και η δυνατότητα συνδυασμού της με την συμβατική, όπου κάτι τέτοιο κρίνεται απαραίτητο.

Η ενδελεχής επισκόπηση των ανωτέρω επιτρέπει τη διατύπωση συμπερασμάτων αναφορικά με τη χρήση της ψηφιακής ροής εργασίας στην καθημερινή πρακτική και την αξία του συμβατικού τρόπου εργασίας στο σύγχρονο εργαστήριο. Ταυτόχρονα αναζητά τον τρόπο με τον οποίο ο συνδυασμός των μεθόδων επιδρά στην εξέλιξη του σύγχρονου οδοντικού τεχνολόγου, με έμφαση στην εκ μέρους του ανάγκη αξιοποίησης των πλούσιων δυνατοτήτων των σύγχρονων λογισμικών σχεδίασης προκειμένου να είναι εφικτή η σχεδίαση και κατασκευή υψηλών προδιαγραφών προσθετικών αποκαταστάσεων και να διατηρείται η ανταγωνιστικότητά του στο οικείο πεδίο δραστηριοποίησης.

## **SUMMARY**

The subject of the study is the presentation of the digital design and fabrication of screw-retained and screw/cement-retained frameworks for implant supported restorations. The paper focuses on highlighting the methods of fabrication and materials used with the assistance of digital CAD/CAM technology and documents the advantages and disadvantages of utilizing the above mentioned technology in daily practice compared to older conventional methods. In this regard the paper presents the general principles of impression and design and the modern techniques related to intra-oral and extra-oral scanning. The basic aim is to underscore a growing and detectable need for the modern dental technologist to become familiar with the digital working environment. Therefore the abilities and tools of modern design software are presented in detail, followed by a list of the basic techniques of subtractive and additive fabrication, the advantages, constraints, and materials of choice in each case.

More specifically, the thesis includes digital designs of implant supported frameworks and monolithic restorations, made with the use of the exocad Dental CAD design software, while at the same time presents the fabrication of individual cases of implant supported restorations using CAD/CAM technology, in the form of case-studies, in order to highlight the benefits of the digital workflow and the possibility of combining it with the conventional one, where and if necessary.

A thorough review of the above mentioned elements allows conclusions to be drawn regarding the use of digital workflow in everyday practice and the value of the conventional way of working in the modern laboratory. At the same time, it focuses on the way in which the combination of methods affects the further development of the modern dental technologist's skills, with emphasis on the emphatic need for him to exploit the rich possibilities of modern design software, both in order to enable the design and manufacture of high quality prosthetic restorations and to maintain his competitiveness in his field of activity.

## **ΕΙΣΑΓΩΓΗ**



Τα οστεοενσωματούμενα οδοντικά εμφυτεύματα έχουν χρησιμοποιηθεί με επιτυχία στην θεραπεία της μερικής και πλήρους νωδότητας (Bränemark et al. 1977, Adell et al. 1981, Zarb and Schmitt 1990). Πολλοί τύποι επιεμφυτευματικών προσθέσεων έχουν χρησιμοποιηθεί για τη θεραπεία ασθενών με μερική ή ολική νωδότητα. Με την εισαγωγή της τεχνολογίας της ψηφιακής σχεδίασης και κατασκευής με τη βοήθεια υπολογιστή (CAD/CAM) στην οδοντιατρική και κατ' επέκταση στην οδοντική τεχνολογία οι προσθετικές αποκαταστάσεις εξελίσσονται και βελτιώνονται διαρκώς. Οι ακίνητες επιεμφυτευματικές προσθέσεις αποτελούν μια ιδιαίτερα ικανοποιητική επιλογή για την αποκατάσταση νωδών ακρολοφιών με τα ποσοστά μακροβιότητας να υπερβαίνουν το 96% μετά από 10 χρόνια παρουσίας στην στοματική κοιλότητα (Bränemark et al. 1983, Papaspyridakos et al. 2014).

Ο αριθμός των εμφυτευμάτων που τοποθετούνται κάθε χρόνο αυξάνεται εκθετικά. Αυτό οφείλεται στην αξιοπιστία της διαδικασίας της οστεοενσωμάτωσης, καθώς και στην ευκολία χρήσης. Η απώλεια δοντιών έχει αρνητικό αντίκτυπο στην ποιότητα ζωής, ιδίως όταν αφορά την αισθητική ζώνη (πρόσθια περιοχή) (Saintrain and de Souza 2012). Ένας άλλος παράγοντας που συμβάλλει στην αύξηση του αριθμού της τοποθέτησης των εμφυτευμάτων είναι ο αριθμός των ασθενών με μερική και ολική ανοδοντία ο οποίος αυξάνεται και θα συνεχίσει να αυξάνεται τα επόμενα χρόνια στις δυτικές κοινωνίες εξαιτίας της γήρανσης του πληθυσμού. Επιπλέον, στην σημερινή οδοντιατρική παρατηρείται μια σημαντική διεύρυνση του αριθμού των οδοντιάτρων που τοποθετούν και αποκαθιστούν εμφυτεύματα. Στο παρελθόν η διαδικασία τοποθέτησης και αποκατάστασης περιοριζόταν στις ειδικότητες των γναθοχειρουργών και των προσθετολόγων αντίστοιχα. Σήμερα, για πολλούς λόγους, η τοποθέτηση εμφυτευμάτων έχει γίνει καθημερινή πρακτική για περισσότερες ειδικότητες οδοντιάτρων συμπεριλαμβανομένων των περιοδοντολόγων και των γενικών οδοντιάτρων. Αυτό μπορεί εν μέρει να αποδοθεί στην εισαγωγή και ενσωμάτωση διαφόρων ψηφιακών τεχνολογιών, που αφαιρούν μέρος του κινδύνου και της αβεβαιότητας από τις διαδικασίες τοποθέτησης και αποκατάστασης (Nouh 2019). Η τεχνολογία CAD/CAM έχει χρησιμοποιηθεί κυρίως για την κατασκευή ακίνητων προσθετικών αποκαταστάσεων, όπως ένθετα, επένθετα, όψεις και στεφάνες. Επί του παρόντος, υπάρχει τεράστιο ενδιαφέρον για τα συστήματα CAD/CAM για προσθετικές αποκαταστάσεις που στηρίζονται σε εμφυτεύματα, καθώς πρόσφατα άρχισαν να χρησιμοποιούνται για την κατασκευή κολοβωμάτων εμφυτευμάτων και χειρουργικών οδηγών στην επιεμφυτευματική οδοντιατρική. Η τεχνολογία CAD/CAM έχει μετασηματίσει την μέθοδο σχεδιασμού και κατασκευής επιεμφυτευματικών προσθέσεων και κολοβωμάτων αντίστοιχα αξιοποιώντας την φιλοσοφία της συμβατικής μεθόδου εργασίας. Από μεμονωμένες αποκαταστάσεις

υποστηριζόμενες από εμφυτεύματα έως αποκαταστάσεις πλήρους τόξου, η CAD/CAM τεχνολογία όχι μόνο έχει απλοποιήσει τις διαδικασίες αλλά έχει ταυτόχρονα διευρύνει τις δυνατότητες χρησιμοποιώντας διαφορετικά υλικά και μεθόδους κατασκευής προσφέροντας προοδευτικά τη δυνατότητα πλήρους ψηφιακής ροής εργασίας (Nouh 2019).

## **ΣΚΟΠΟΣ**

Σκοπός της παρούσας Διπλωματικής Εργασίας είναι η παρουσίαση της ψηφιακής ροής εργασίας που αφορά στην σχεδίαση και την κατασκευή επιεμφυτευματικών κοχλιούμενων και συγκολλοκοχλιούμενων αποκαταστάσεων. Η εργασία επικεντρώνεται στην ανάδειξη των μεθόδων κατασκευής και των χρησιμοποιούμενων υλικών με τη χρήση της ψηφιακής τεχνολογίας CAD/CAM και την καταγραφή των πλεονεκτημάτων και των μειονεκτημάτων της χρήσης αυτής της τεχνολογίας στην καθημερινή πρακτική συγκριτικά με τις παλαιότερες συμβατικές μεθόδους· απώτερος σκοπός της προσπάθειας είναι η υπογράμμιση της ανάγκης εξοικείωσης του σύγχρονου οδοντικού τεχνολόγου με το ψηφιακό περιβάλλον εργασίας. Η τελευταία θα του επιτρέψει να αξιοποιήσει τις πλούσιες δυνατότητες των σύγχρονων λογισμικών σχεδίασης προκειμένου να είναι σε θέση να σχεδιάσει και να κατασκευάσει υψηλών προδιαγραφών προσθετικές αποκαταστάσεις και να είναι ανταγωνιστικός στην σημερινή αγορά εργασίας.

## **ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ**

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1. ΑΠΟΤΥΠΩΣΗ

### 1.1 Εισαγωγή

Όσο αφορά τον οδοντικό τεχνολόγο, αρχή για την σχεδίαση και κατασκευή κάθε επιεμφυτευματικής προσθετικής αποκατάστασης αποτελεί η λήψη και η αποστολή στο εργαστήριο ενός αποτυπώματος. Το σύγχρονο οδοντοτεχνικό εργαστήριο πρέπει να είναι σε θέση να δέχεται αποτυπώματα με δύο τρόπους, συμβατικά και ψηφιακά. Η αξιολόγηση του απεσταλμένου ψηφιακού ή συμβατικού αποτυπώματος από τον οδοντικό τεχνολόγο όσο αφορά την ποιότητα και την ακρίβεια αποτελεί ένα από τα σημαντικότερα εργαστηριακά στάδια. Ένα ακριβές αποτύπωμα είναι ζωτικής σημασίας για τη λήψη των κατάλληλων ενδοστοματικών λεπτομερειών και ανατομικών σχέσεων για την κατασκευή μιας κατάλληλης προσθετικής επιεμφυτευματικής αποκατάστασης. Η ακριβής μεταφορά της θέσης και της γωνίας των εμφυτευμάτων αποτελεί κρίσιμο παράγοντα για την επίτευξη μιας προσθετικής εργασίας με ικανοποιητικό επίπεδο εφαρμογής (Karl et al. 2004), ενώ η ανακριβής μεταφορά της θέσης του εμφυτεύματος ενδοστοματικά σε ένα συμβατικό γύψινο εκμαγείο εργασίας αποτελεί ιδιαίτερα σημαντικό παράγοντα που μπορεί να θέσει σε κίνδυνο την επιτυχία της αποκατάστασης. Πιθανές αιτίες για τα σφάλματα συμβατικής αποτύπωσης περιλαμβάνουν, μεταξύ άλλων, τα μη επαρκώς τοποθετημένα ανάλογα αποτύπωσης στη θέση τους κατά την αποτύπωση, τη συρρίκνωση και παραμόρφωση των υλικών αποτύπωσης, καθώς και την λανθασμένη τοποθέτηση του ανάλογου εμφυτεύματος κατά τη διάρκεια της εργαστηριακής διαδικασίας (Lee et al. 2008, Sorrentino et al. 2010).

Οι ψηφιακές τεχνολογίες (CAD/CAM) που αναπτύχθηκαν αρχικά για τον σχεδιασμό και την κατασκευή ακίνητων συμβατικών προσθέσεων που στηρίζονται σε φυσικά δόντια χρησιμοποιούνται πλέον και για την αποτύπωση επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων. Η άμεση ενδοστοματική σάρωση ενός εμφυτεύματος μπορεί να δημιουργήσει ένα τρισδιάστατο (3D) εικονικό εκμαγείο για το σχεδιασμό και την κατασκευή φυσικών εκμαγείων εργασίας και προσθετικών αποκαταστάσεων. Το ψηφιακό τρισδιάστατο εκμαγείο εργασίας μπορεί να προκύψει είτε μέσω άμεσης ενδοστοματικής σάρωσης ή έμμεσα μέσω σάρωσης (επιτραπέζιος σαρωτής) συμβατικών εκμαγείων που κατασκευάζονται από συμβατικά αποτυπώματα (Güth et al. 2013). Η άμεση σάρωση της στοματικής κοιλότητας παράγει ένα ψηφιακό αρχείο που μπορεί να σταλεί ηλεκτρονικά σε μια μονάδα κοπής ή εκτύπωσης για την κατασκευή ενός ψηφιακού εκμαγείου εργασίας έτσι, παρακάμπτονται τα ενδιάμεσα στάδια που εμπλέκονται στη συμβατική λήψη αποτυπωμάτων, μειώνοντας

αποτελεσματικά το περιθώριο σφάλματος που παράγεται από ανθρώπινες ή υλικές ελλείψεις.

## 1.2 Συμβατική αποτύπωση με ελαστομερή υλικά

Η αναλογική επιεμφυτευματική αποτύπωση από τον οδοντίατρο περιλαμβάνει την αντικατάσταση του κολοβώματος επούλωσης με ένα εργοστασιακά κατασκευασμένο ανάλογο αποτύπωσης (άξονας αποτύπωσης) προσαρμοσμένο στο οδοντικό εμφύτευμα, και στη συνέχεια η αποτύπωση γίνεται με ένα δισκάριο που χρησιμοποιεί ένα ελαστομερές υλικό. Τα αποτυπώματα των εμφυτευμάτων πρέπει να είναι ιδιαίτερα ακριβή, διότι μικρές αποκλίσεις μπορούν να θέσουν σε κίνδυνο την τελική εφαρμογή του σκελετού της επιεμφυτευματικής αποκατάστασης. Ωστόσο, η ακρίβεια των ελαστομερών επιεμφυτευματικών αποτυπωμάτων μπορεί να επηρεαστεί από διάφορους παράγοντες, όπως οι ιδιότητες του υλικού αποτύπωσης, ο τύπος του δισκαρίου που χρησιμοποιείται, η τεχνική αποτύπωσης, η γωνία του εμφυτεύματος και η γεωμετρία της πλατφόρμας του εμφυτεύματος (Akalin et al. 2013).

Τα ελαστομερή υλικά αποτύπωσης είναι υψηλής ακρίβειας και έχουν καλή σταθερότητα διαστάσεων και επαρκή αντοχή σε τάσεις απόσχισης. Ο πολυαιθέρας είναι πιο υδρόφιλος από το πολυβινυλοσιλοξάνιο (PVS) και είναι πιο επιεικής σε αδυναμία ελέγχου της υγρασίας. Αρκετές μελέτες έχουν συγκρίνει την ακρίβεια αυτών των δύο υλικών για αποτυπώματα εμφυτευμάτων και δεν έχουν διαπιστώσει σημαντική διαφορά μεταξύ τους όταν χρησιμοποιούνται σε περιπτώσεις με 1 έως 4 εμφυτεύματα, αν και περιπτώσεις με μεγαλύτερο αριθμό εμφυτευμάτων μπορεί να επωφεληθούν από τη χρήση του πολυαιθέρα σαν υλικό εκλογής (Aguilar et al. 2010).

Ένα ιδανικό δισκάριο αποτύπωσης πρέπει να παρέχει ομοιόμορφο χώρο για το υλικό αποτύπωσης, πρέπει να είναι άκαμπτο και να παρουσιάζει σταθερότητα διαστάσεων, διότι τα εύκαμπτα δισκάρια προκαλούν παραμόρφωση του αποτυπώματος. Υπάρχουν ορισμένα στοιχεία που δείχνουν ότι τα ατομικά δισκάρια μπορεί να παράγουν ακριβέστερα αποτυπώματα σε ορισμένες κλινικές καταστάσεις, ωστόσο, η κλινική σημασία της μέσης διαφοράς των 10μm μπορεί να είναι δύσκολο να προσδιοριστεί και να μετρηθεί εάν προεκταθεί κλινικά (Burns et al. 2003). Σε μερικώς νωδούς ασθενείς, η αποτύπωση με ανοικτού ή και κλειστού τύπου δισκάρια μπορεί να παρουσιάζει παρόμοια ακρίβεια, αλλά σε πλήρως νωδούς ασθενείς, τα αποτυπώματα με τη χρήση δισκαρίων ανοικτού τύπου είναι ακριβέστερα.

### **1.3 Ψηφιακή αποτύπωση**

Οι ψηφιακές αποτυπώσεις με ενδοστοματικούς οπτικούς σαρωτές (IOS) εξαλείφουν όλα τα μειονεκτήματα ενός συμβατικού ελαστομερούς αποτυπώματος, από την διαδικασία επιλογής δισκαρίου έως τη διανομή και τον πολυμερισμό των υλικών αποτύπωσης, την απολύμανση και την αποστολή στο εργαστήριο. Είναι επίσης πιο άνετες για τον ασθενή με αποτέλεσμα την καλύτερη αποδοχή της θεραπείας. Επιπλέον, η μείωση των εξόδων που αφορά τον εξοπλισμό και τα αναλώσιμα της συμβατικής αποτύπωσης στο χώρο του οδοντιατρείου και των αντιστοίχων για την κατασκευή του συμβατικού εκμαγείου στον χώρο του εργαστηρίου καθώς και η ευκολία αποθήκευσης των ψηφιακών σαρώσεων είναι παράμετροι εξαιρετικά βολικοί και οικονομικά αποδοτικοί για τους χρήστες (Cho and Chee 2004).

Σε περιπτώσεις δύο εμφυτευμάτων, η ενδοστοματική σάρωση είναι τουλάχιστον εξίσου ακριβής με τη συμβατική αποτύπωση όσον αφορά την ικανότητά της να παράγει ακριβή εκμαγεία εργασίας (Karl et al. 2012). Επιπλέον, σε ορισμένες περιπτώσεις, οι ενδοστοματικοί σαρωτές μπορεί να είναι ακριβέστεροι από τα συμβατικά αποτυπώματα αναφορικά με την αποτύπωση επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων, αλλά αυτό φαίνεται να εξαρτάται από τον τύπο του σαρωτή και του συστήματος εμφυτευμάτων που χρησιμοποιείται (Marghalani et al. 2017).

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2. ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑ CAD/CAM

### 2. 1 Εισαγωγή

Η ταχύτατη ανάπτυξη των ψηφιακών τεχνολογιών επιφέρει δραστικές αλλαγές στην οδοντιατρική επιστήμη και κατ' επέκταση στην επιστήμη της οδοντικής τεχνολογίας. Αυτή η τεχνολογική επανάσταση διαφοροποιεί σημαντικά την καθημερινή πρακτική του οδοντικού τεχνολόγου. Τα πολλά σε αριθμό κατασκευαστικά στάδια και οι συμβατικές τεχνικές που χρησιμοποιούνταν κατά κύριο λόγο στο παρελθόν για την κατασκευή των οδοντοπροσθετικών αποκαταστάσεων έχουν δώσει τη θέση τους σε νέες πιο σύγχρονες τεχνικές και σε λιγότερα στάδια κατασκευής όπου η χρήση της ψηφιακής τεχνολογίας κατέχει ιδιαίτερα σημαντικό ρόλο.

Ο Πολωνο-Βρετανός φιλόσοφος Zygmunt Bauman έχει περιγράψει το φαινόμενο αυτό ως «υγρή πραγματικότητα», μια δυναμική κατάσταση στην οποία τα πάντα αλλάζουν συνεχώς χωρίς να υπάρχουν σταθερές αναφορές για να «στηριχτούμε» από αυτές. Σε αυτό το διαρκώς μεταβαλλόμενο περιβάλλον υπάρχει η ανάγκη να συμβαδίζουμε και να προσαρμοζόμαστε διαρκώς στην άφιξη των νέων τεχνολογιών, καθώς οι αναφορές του παρελθόντος και η σημασία τους φθίνουν διαρκώς. Προκειμένου να μπορέσει να ανταποκριθεί στις ανάγκες της εποχής αλλά και να παρακολουθήσει την συνεχή ανάπτυξη της ψηφιακής τεχνολογίας και την διείσδυσή της στην οδοντιατρική επιστήμη ο οδοντικός τεχνολόγος οφείλει να καταρτιστεί αναλόγως. Η συνεχής εκπαίδευση του οδοντικού τεχνολόγου και η εξοικείωση του με την νέα ψηφιακή πραγματικότητα εδραιώνει τη θέση, την παρουσία του και τον καθοριστικό του ρόλο στην κατασκευή των προσθετικών αποκαταστάσεων (Tamimi 2019).

Ο κίνδυνος πολλές από τις εργασίες και τις υπηρεσίες που παρέχουν σήμερα οι οδοντικοί τεχνολόγοι να αντικατασταθούν από μηχανές στην ψηφιακή εποχή είναι υπαρκτός. Αυτό συμβαίνει ήδη στην αγορά εργασίας, όπου η μείωση του κόστους παραγωγής που επέφερε η ψηφιοποίηση έχει οδηγήσει σε δραστική μείωση των αναγκών σε ανθρώπινο δυναμικό. Κατά συνέπεια, οι σύγχρονοι οδοντικοί τεχνολόγοι πρέπει να εξελιχθούν και να μάθουν να συνυπάρχουν με αυτές τις νέες τεχνολογίες, οι οποίες πρέπει να γίνουν εργαλεία επαγγελματικής ανάπτυξης γι' αυτούς και όχι απειλή για τις θέσεις εργασίας τους.

Η ψηφιακή απόκτηση δεδομένων και η επεξεργασία τους μέσω των ειδικών λογισμικών επιτρέπουν τον εικονικό σχεδιασμό των προσθετικών αποκαταστάσεων, βοηθούν σημαντικά την διεπιστημονική συνεργασία οδοντιάτρου και οδοντικού τεχνολόγου και διευκολύνουν την επικοινωνία με τον ασθενή όταν πρόκειται για την αντιμετώπιση

αισθητικών θεμάτων. Η ψηφιακή ανάπτυξη στην οδοντική τεχνολογία στηρίζεται σε τρεις κύριους πυλώνες: Στον σχεδιασμό με τη βοήθεια υπολογιστή (CAD), στην κατασκευή με τη βοήθεια υπολογιστή (CAM) και στις τεχνολογίες ψηφιοποίησης εικόνων και δεδομένων. Οι τεχνολογίες αυτές δεν είναι καινούργιες καθώς η ανάπτυξη τους ξεκίνησε τη δεκαετία 1970 ωστόσο, χάρη στη εξέλιξη και στη συνεχή τους πρόοδο, μπόρεσαν να ενταχθούν με επιτυχία στην καθημερινή εργαστηριακή πράξη καθώς ξεπέρασαν τις παλιές συμβατικές τεχνικές όσον αφορά την ποιότητα, την ταχύτητα, το κόστος και την αποτελεσματικότητα (Beuer 2008, Zimmermann and Mehl 2015).

## **2.2 Ψηφιοποίηση δεδομένων στην επανορθωτική οδοντιατρική**

Η ψηφιοποίηση δεδομένων είναι το πρώτο βήμα σε μία αλληλουχία ψηφιακής ροής εργασιών αποκαταστατικής οδοντιατρικής. Αν και η διαδικασία ψηφιοποίησης αρχικά περιορίστηκε στις διαδικασίες του σχεδιασμού και της κατασκευής με τη χρήση του υπολογιστή (CAD/CAM), σήμερα η ψηφιοποίηση αποτελεί πραγματικότητα για ένα ευρύτερο φάσμα οδοντιατρικών διαδικασιών. Η ψηφιοποίηση συνίσταται βασικά στη μετατροπή οποιουδήποτε φυσικού όγκου 2D ή 3D σε μια ηλεκτρονική γλώσσα πληροφοριών κωδικοποιημένη με δύο μόνο δυνατά ψηφία (0 ή 1) που συνήθως περιέχονται σε ένα αρχείο πληροφορικής.

Ο αριθμός των ψηφιοποιημένων διαδικασιών και συσκευών που έχουν ενσωματωθεί στην επανορθωτική οδοντιατρική αυξάνεται συνεχώς. Ψηφιακές φωτογραφικές μηχανές, φασματοφωτόμετρα για την εύρεση της απόχρωσης των δοντιών, ενδοστοματικοί και εξωστοματικοί σαρωτές, ακτινολογικές συσκευές 2D/3D, σαρωτές προσώπου και συστήματα καταγραφής των λειτουργικών κινήσεων της κάτω γνάθου είναι κάποιες από τις συσκευές που χρησιμοποιούνται για τη λήψη ψηφιακής πληροφορίας σήμερα.

Βασικό εργαλείο για την ψηφιοποίηση της στοματικής κοιλότητας και ειδικά των δοντιών ή των νωδών περιοχών και γενικά του πεδίου έδρασης μια προσθετικής εργασίας είναι οι Σαρωτές (scanners) και μάλιστα οι τρισδιάστατοι σαρωτές αφού είναι αναγκαία η λήψη τρισδιάστατων απεικονίσεων. Ο τρισδιάστατος σαρωτής είναι μια ηλεκτρονική συσκευή ικανή να λαμβάνει και να επεξεργάζεται πληροφορίες από την επιφάνεια ενός αντικειμένου, προκειμένου να κατασκευάσει μια τρισδιάστατη ψηφιακή αναπαράστασή του. Στην οδοντιατρική, σήμερα είναι δυνατή η καταγραφή της οδοντοφυΐας είτε με άμεση τρισδιάστατη σάρωση της στοματικής κοιλότητας, με τη χρήση ενδοστοματικών σαρωτών,



είτε με την έμμεση τρισδιάστατη σάρωση εκμαγείων που έχουν προκύψει από συμβατικά αποτυπώματα, με τη χρήση εργαστηριακών εξωστοματικών σαρωτών (Ramiro et al. 2019).

## **2. 3 Εξωστοματικοί Σαρωτές**

Οι εξωστοματικοί εργαστηριακοί σαρωτές ή αλλιώς επιτραπέζιοι σαρωτές είναι είτε αφής είτε οπτικοί. Οι σαρωτές αφής, επίσης γνωστοί ως σαρωτές επαφής, καταγράφουν τις τοπογραφίες των επιφανειών μέσω μηχανικής επαφής με τη βοήθεια μιας μονάδας ανίχνευσης η οποία εφάπτεται στο συμβατικό εκμαγείο υπέρσκληρης γύψου. Οι οπτικοί σαρωτές, επίσης γνωστοί ως σαρωτές μη επαφής, καταγράφουν τρισδιάστατες εικόνες χρησιμοποιώντας τεχνολογίες λέιζερ ή τεχνολογίες δομημένου φωτός. Οι σαρωτές επαφής παρουσιάζουν μεγαλύτερη ακρίβεια όμως μειονεκτούν σε ταχύτητα έναντι των σαρωτών μη επαφής. Το κύριο πλεονέκτημα των τελευταίων είναι η απουσία μηχανικής επαφής μεταξύ αντικειμένου και μονάδας ανίχνευσης κατά συνέπεια η σάρωση γίνεται ταχύτερα χωρίς να επηρεάζεται από τη σκληρότητα και τις διαστάσεις του αντικειμένου (Vlaar and Van der Zel 2006, González de Villambrosia et al. 2016). Σήμερα στην σύγχρονη αγορά υπάρχουν διαθέσιμοι εξωστοματικοί σαρωτές που διαφέρουν ανάλογα με την τεχνολογία που χρησιμοποιούν και συγχρόνως στην ακρίβεια σάρωσης, την ποιότητα σάρωσης, κλπ (Πιν. 1).

Πίνακας 1. Εξωστοματικοί σαρωτές (επιτραπέζιοι) ανάλογα με την τεχνολογία που χρησιμοποιούν και την ακρίβεια σάρωσης που παρουσιάζουν (Ramiro et al. 2019) .

Technology	Scanner	Manufacturer	Accuracy
Structure light	AutoScan-DS300	Shining (Hangzhou, China)	10 $\mu\text{m}$
	Cara Scan	Kulzer (Hanau, Germany)	15 $\mu\text{m}$
	Cendres+Metaux	Cendres Metaux (Biel, Switzerland)	5 $\mu\text{m}$
	Ceramill Map 400	Amann Girbach (Koblach/Austria)	6 $\mu\text{m}$
	D2000	3shape (Copenhagen, Denmark)	8 $\mu\text{m}$
	Dental Scanner MDS 550	Maestro (Pisa, Italy)	10 $\mu\text{m}$
	Deluxe 3D Optical Scanner	Open technologies (Rezzato, Italy)	5 $\mu\text{m}$
	inEos X5	Dentsply/Sirona (Bensheim, Germany)	2.1 $\mu\text{m}$
	Identica T500	Media (Incheon, South Korea)	7 $\mu\text{m}$
	IScan L1	Imetric (Courgenay, Switzerland)	<15 $\mu\text{m}$ , depending on the type of case
	Kavo LS3 Scanner	Kavo (Biberach, Germany)	Up to 4 $\mu\text{m}$
	S900 Arti	Zirkonzahn (Gais, Italy)	10 $\mu\text{m}$
	Vinyl	Smart Optics (Bochum, Germany)	6 $\mu\text{m}$
Laser	Evolution Plus	Zfx (Munich, Germany)	9 $\mu\text{m}$
	7 series	Dental Wings (Montreal, Canada)	15 $\mu\text{m}$
	ConoScan 4000	Optimet (Jerusalem, Israel)	10 $\mu\text{m}$
	Cyno Prod i3.5	Numeq Inc (Quebec, Canada)	30 $\mu\text{m}$
	OpenScan 100	LaserDenta (Berghain, Germany)	20 $\mu\text{m}$
	Orapix 3D scanner	Orapix (Seoul, South Korea)	20 $\mu\text{m}$
	ShapeGrabber	ShapeGrabber (Ottawa, Canada)	40 $\mu\text{m}$
	Zeno Scan S100	Wieland (Pforzheim, Germany)	50 $\mu\text{m}$
Contact	ProCera Forte	Renishaw (Gloucestershire, UK)	1–2 $\mu\text{m}$
	Renishaw Incise	Renishaw (Gloucestershire, UK)	1–2 $\mu\text{m}$

### 2.3.1 Εξωστοματικοί σαρωτές επαφής

Οι σαρωτές επαφής ήταν ο πρώτος τύπος εξωστοματικών σαρωτών που εμφανίστηκαν στην αγορά, και εξακολουθούν να κατέχουν τα πρωτεία αναφορικά με την πιστότητα της σάρωσης. Ωστόσο, υστερούν σημαντικά σε ταχύτητα καθώς βασίζονται στην χρονοβόρα διαδικασία της μηχανικής επαφής μεταξύ του κινούμενου αισθητήρα και της επιφάνειας του αντικειμένου που σαρώνεται. Αν και σήμερα χρησιμοποιούνται σπάνια στην καθημερινή εργαστηριακή πρακτική, εξακολουθούν να βρίσκουν εφαρμογή στην εμφυτευματολογία. Οι σαρωτές επαφής χρησιμοποιούν βραχίονα με ακίδα φτιαγμένη από ένα πολύ ανθεκτικό υλικό, όπως είναι το ρουμπίνι, η οποία εφάπτεται συνεχώς στην επιφάνεια που πρόκειται να μετρηθεί. Ο βραχίονας της συσκευής συνδέεται με αισθητήρα που καταγράφει την τοπογραφία της περιοχής που σαρώνεται.

Αυτοί οι σαρωτές δεν επηρεάζονται από τα οπτικά χαρακτηριστικά της επιφάνειας του αντικειμένου, αντίθετα μπορούν να επηρεαστούν από τα φυσικά χαρακτηριστικά του.

Για παράδειγμα, η σάρωση αποτυπωμάτων σιλικόνης αναπόφευκτα οδηγεί στην παραμόρφωση της επιφάνειας του αποτυπώματος η οποία προκαλείται από την πρόσκρουση της ακίδας του αισθητήρα στην επιφάνειά του, έχοντας ως αποτέλεσμα σάρωση μειωμένης ακρίβειας (Quass et al. 2007).

### **2.3.2 Εξωστοματικοί σαρωτές χωρίς επαφή**

Αυτοί οι σαρωτές χρησιμοποιούν ένα είδος ηλεκτρομαγνητικού κύματος, συνήθως φως, για να αποτυπώσουν τις πληροφορίες των εκμαγείων. Αυτοί οι τύποι σαρωτών, σε σύγκριση με τους σαρωτές επαφής, είναι πολύ πιο γρήγοροι και δεν παραμορφώνουν τη σαρούμενη επιφάνεια, επειδή μόνο το εκπεμπόμενο φως έρχεται σε επαφή με την επιφάνεια. Ωστόσο, το φως μπορεί να επηρεαστεί από τα χαρακτηριστικά της επιφάνειας. Ημιδιαφανείς επιφάνειες ή επιφάνειες που δημιουργούν αντανάκλασεις, επιστρέφουν το φως στον σαρωτή με διάθλαση ή ανάκλαση, γεγονός που μπορεί να αλλοιώσει την καταγραφή.

Οι εξωστοματικοί σαρωτές μη επαφής που επίσης ονομάζονται οπτικοί σαρωτές, μπορούν να εκτελούν μετρήσεις σημείου προς σημείο, να καταγράφουν γραμμές ή να σαρώνουν ολόκληρες επιφάνειες. Οι σαρωτές που σαρώνουν ολόκληρες επιφάνειες συλλέγουν πολύ περισσότερες πληροφορίες ταυτόχρονα και κατά συνέπεια μπορούν να είναι πιο ακριβείς. Οι εξωστοματικοί σαρωτές χωρίς επαφή ανάλογα με την τεχνολογία που χρησιμοποιούν χωρίζονται σε σαρωτές δομημένου φωτός, σαρωτές φωτός λέιζερ και σαρωτές συνεστιακής μικροσκοπίας και συνεστιακής ολογραφίας (Galhano et al. 2012, González de Villaumbrosia et al. 2016).

## **2.4 Ενδοστοματικοί ψηφιακοί σαρωτές**

Οι πρώτες αναφορές ενδοστοματικής σάρωσης πηγαίνουν πίσω ιστορικά στις δεκαετίες του 1970-1980 με την ομάδα του Francoise Duret και αυτή των Mörmann και Brandestini να αναπτύσσουν αυτό το είδος της ψηφιακής τεχνολογίας. Η άμεση ενδοστοματική σάρωση προσφέρει ψηφιακές αποτυπώσεις που πλεονεκτούν σημαντικά έναντι των συμβατικών μεθόδων με αποτυπωτικά υλικά. Η διαδικασία αυτή είναι ιδιαίτερα ευχάριστη για τον ασθενή ο οποίος δεν έρχεται πλέον σε επαφή με τις γνωστές δυσάρεστες για αυτόν μάζες αποτυπωτικού υλικού ούτε και με τα πολλές φορές άβολα αποτυπωτικά διακάρια. Η αποτύπωση παρουσιάζει μεγαλύτερη ακρίβεια έναντι της συμβατικής μεθόδου,

καθώς εξαλείφονται πολλά από τα προβλήματα που σχετίζονται με την σταθερότητα διαστάσεων των αποτυπωτικών υλικών ή των γύψινων εκμαγείων, με αποτέλεσμα τη σημαντική βελτίωση της επικοινωνίας μεταξύ οδοντιάτρου και εργαστηρίου. Η εταιρία CEREC υπήρξε πρωτοπόρος στην ανάπτυξη της ενδοστοματικής σάρωσης (Mörmann et al. 1987). Για πολλά χρόνια αποτελούσε τη μοναδική εμπορικά διαθέσιμη επιλογή. Ωστόσο σήμερα η αύξηση του αριθμού των κατασκευαστών ενδοστοματικών σαρωτών είναι ραγδαία με πληθώρα συστημάτων ενδοστοματικής ψηφιακής αποτύπωσης που βασίζεται ακόμη και σε διαφορετικές τεχνολογίες σάρωσης να είναι διαθέσιμα στην αγορά.

Ανεξάρτητα από τη χρησιμοποιούμενη τεχνολογία, όλοι οι ενδοστοματικοί ψηφιακοί σαρωτές κατασκευάζουν τρισδιάστατα εικονικά ψηφιακά εκμαγεία αποτυπώνοντας και «συρράπτοντας» πολλαπλές εικόνες που λαμβάνονται από τη στοματική κοιλότητα. Η διαδικασία συρραφής των εικόνων είναι ιδιαίτερα κρίσιμη προκειμένου η αναπαράσταση της στοματικής κοιλότητας να είναι ακριβής. Τυχόν σφάλματα στη διαδικασία της συρραφής μπορούν να θέσουν σε κίνδυνο την ακρίβεια του εκμαγείου που θα εκτυπωθεί. Τα σφάλματα συρραφής μπορούν να διορθωθούν με μαθηματικούς αλγορίθμους στο λογισμικό ελέγχου του σαρωτή. Η διαδικασία αυτή είναι ιδιαίτερα ευαίσθητη με την εξοικείωση και την ικανότητα του χειριστή να διαδραματίζει σημαντικό ρόλο. Είναι γεγονός ότι οι άπειροι χειριστές τείνουν να παράγουν λιγότερο ακριβείς σαρώσεις από τους χειριστές με περισσότερη εμπειρία (Van der Meer et al. 2012, Güth et al. 2013).

Η στρατηγική σάρωσης που εφαρμόζει ο χειριστής είναι ένας ακόμη παράγοντας που μπορεί να επηρεάσει την ποιότητα της σάρωσης, ιδίως σε περιπτώσεις πλήρους οδοντικού τόξου. Ανάλογα με την τεχνολογία που χρησιμοποιεί ο εκάστοτε σαρωτής, ο κατασκευαστής συνιστά ένα συγκεκριμένο πρωτόκολλο σάρωσης. Παρ' όλα αυτά, τα περισσότερα πρωτόκολλα συνήθως ξεκινούν με τη σάρωση του οδοντικού τόξου όπου βρίσκεται η αποκατάσταση, ακολουθούμενη από επόμενες σαρώσεις, μία για τον ανταγωνιστή φραγμό και άλλη μία ή δύο για την καταγραφή της σύγκλεισης.

Κατά τη σάρωση για την καταγραφή της σύγκλεισης η άνω και η κάτω γνάθος τοποθετούνται αυτόματα σε μέγιστη συναρμογή. Εάν είναι απαραίτητο, πρόσθετες σαρώσεις μπορούν να γίνουν, για παράδειγμα, σε επιεμφυτευματικές αποκαταστάσεις για την ψηφιακή αποτύπωση των μαλακών περιεμφυτευματικών ιστών. Ένας καθοριστικός παράγοντας που επηρεάζει σημαντικά την ακρίβεια της σάρωσης ανεξαρτήτως του τύπου του σαρωτή που χρησιμοποιείται, είναι ο έλεγχος των μαλακών ιστών και του σάλιου. Για την επίτευξη σωστής σάρωσης είναι απαραίτητη η χρήση στοματοδιαστολέων για την απομάκρυνση των χελιών και των παρειών από το πεδίο που λαμβάνει χώρα η διαδικασία ή νήματος

απόθησης ούλων όταν αυτό κρίνεται απαραίτητο προκειμένου να υπάρχει ευκρίνεια των τελικών ορίων των παρασκευασμένων δοντιών. Η συσσώρευση σάλιου και αίματος είναι από τους συνηθέστερους παράγοντες υπεύθυνους για την αλλοίωση της ακρίβειας της σάρωσης και ως εκ τούτου πρέπει να υπάρχει η απαραίτητη πρόβλεψη (Giménez et al. 2015, Flügge et al. 2016).

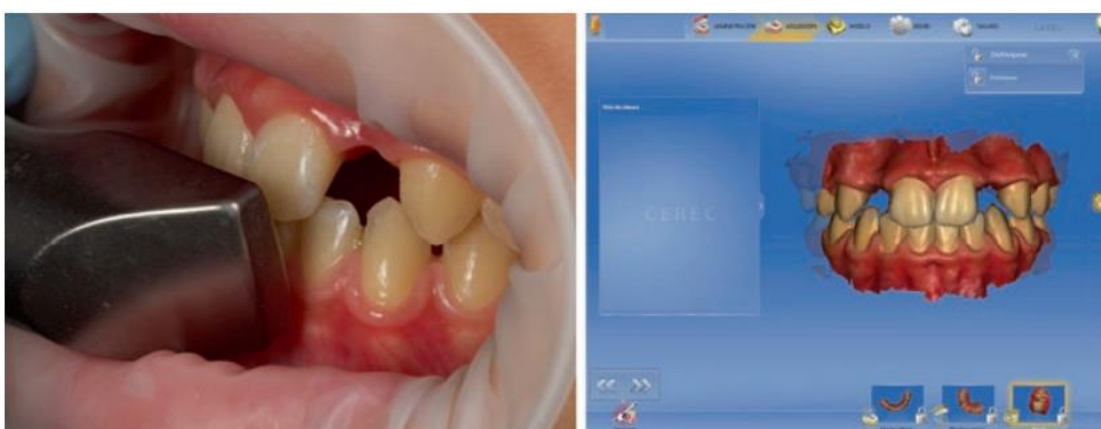
Όσον αφορά την ψηφιακή ενδοστοματική σάρωση επιεμφυτευματικών προσθετικών αποκαταστάσεων, το βάθος, η κλίση, ο αριθμός και η απόσταση μεταξύ των εμφυτευμάτων είναι παράγοντες που επηρεάζουν δραστικά το τελικό αποτέλεσμα της σάρωσης, ιδίως σε περιπτώσεις μεγάλου εύρους αποκαταστάσεων με μεγάλο αριθμό εμφυτευμάτων. Η σάρωση των εμφυτευμάτων πραγματοποιείται με τη χρήση ενός ειδικού κολοβώματος σάρωσης, γνωστού ως scan body, το οποίο χρησιμοποιείται για την καταγραφή της θέσης του εμφυτεύματος στον φραγμό. Αντικαθιστά τον άξονα μεταφοράς/αποτύπωσης (impression or transfer coping) της συμβατικής αποτύπωσης.

Τα scan bodies που κατασκευάζονται συνήθως από Πολυ-αιθερο-αιθερο-κετόνη (PEEK) είτε από μεταλλικά κράματα έχουν συγκεκριμένη γεωμετρία που αναγνωρίζεται από το λογισμικό σχεδίασης για να προσδιοριστεί με ακρίβεια η θέση και ο τύπος του εικονικού ανάλογου εμφυτεύματος. Η θέση αυτή αργότερα θα αναπαραχθεί και στο εκτυπωμένο εκμαγείο που θα εκτυπωθεί στο εργαστήριο. Για τον προσδιορισμό του τύπου και της θέσης των scan bodies είναι απαραίτητο το σχεδιαστικό πρόγραμμα του εργαστηρίου να είναι εξοπλισμένο με ειδικές εικονικές βιβλιοθήκες αντιστοίχισης ανάλογα με την εταιρεία κατασκευής (Fukazawa et al. 2017).

Οι ενδοστοματικοί σαρωτές που χρησιμοποιούνται σήμερα στην καθημερινή κλινική πράξη μπορούν να ταξινομηθούν σε δύο κατηγορίες: (1) σε εκείνους που απαιτούν την εναπόθεση στρώματος σκόνης στην επιφάνεια που πρόκειται να σαρωθεί προκειμένου να εξαλειφθεί η αντανάκλαση του φωτός από τα δόντια ή από τα scan bodies αν πρόκειται για επιεμφυτευματικές αποκαταστάσεις και (2) σε εκείνους που δεν απαιτούν επίστρωση σκόνης (Ramiro et al. 2019), (Εικ. 1, 2).



Εικ. 1 Σάρωση επιεμφυτευματικής αποκατάστασης με την εναπόθεση στρώματος σκόνης (Ramiro et al. 2019).



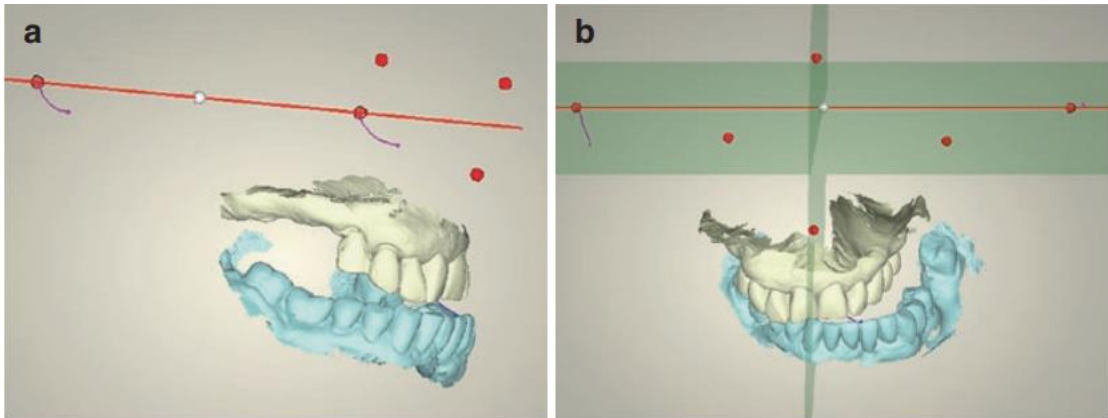
Εικ. 2 Σάρωση φυσικών δοντιών χωρίς την επίστρωση σκόνης. (Ramiro et al. 2019).

## 2.5 Καταγραφή των σχέσεων και των κινήσεων της κάτω γνάθου.

Η καταγραφή των δυναμικών κινήσεων της κάτω γνάθου είναι ένα διαγνωστικό και θεραπευτικό εργαλείο που χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση του υπάρχοντος συγκλεισιακού σχήματος ή τυχόν λειτουργικών διαταραχών και των παρεμβολών της σύγκλεισης ιδιαίτερα κατά την κατασκευή εκτεταμένων προσθετικών αποκαταστάσεων. Οι πρόσφατες εξελίξεις της ψηφιακής τεχνολογίας επέτρεψαν τη χρήση δεικτών αναφοράς προκειμένου να καταγραφούν οι κινήσεις της κάτω γνάθου του ασθενή και να μεταφερθούν τα δεδομένα αυτών των καταγραφών τοποθετώντας τα τρισδιάστατα ψηφιακά εκμαγεία σε εικονικούς αρθρωτήρες, εξατομικεύοντας συγκλεισιακά το σχεδιασμό της προσθετικής αποκατάστασης (Lauren 2014, Aslanidou et al. 2017).

Η ενσωμάτωση της μέγιστης συναρμογής ή της κεντρικής σύγκλεισης και των λειτουργικών κινήσεων της κάτω γνάθου (προολίσθηση, πλαγιολίσθηση) στο λογισμικό

σχεδίασης (CAD) (Εικ. 3) προσφέρει τη δυνατότητα σχεδιασμού και κατασκευής προσθητικών εργασιών πλήρως εναρμονισμένων με τις λειτουργικές κινήσεις, τις μασητικές ανάγκες, την ομιλία και τις συνήθειες του ασθενούς. Με αυτόν τον τρόπο αποφεύγονται οι συγκλεισιακές προσαρμογές από τον κλινικό στη στοματική κοιλότητα που πέρα από την τεχνική δυσκολία που παρουσιάζουν πολλές φορές επιβαρύνουν και καταπονούν την πρόσθεση προκαλώντας κατάγματα και αποφλοιώσεις των αισθητικών υλικών επικάλυψης (Ramiro et al. 2019).



Εικ. 3 Απεικόνιση των κινήσεων της κάτω γνάθου προολίσθηση (α) και πλαγιολίσθηση (β) σε τρισδιάστατα ψηφιακά εκμαγεία που δημιουργήθηκαν από ενδοστοματικές σαρώσεις (Ramiro et al. 2019).

## 2.6 Συμπεράσματα

Η συνδυασμένη χρήση των προαναφερθέντων ψηφιακών μεθόδων λήψης και επεξεργασίας δεδομένων μας οδηγεί σε μια πλήρως ψηφιακή ροή εργασίας φέρνοντας επανάσταση στην καθημερινή κλινική και εργαστηριακή πρακτική, στην εμπειρία των ασθενών και στην επικοινωνία μεταξύ οδοντιάτρων και οδοντικών τεχνολόγων. Παρ' όλα αυτά, οι τεχνολογίες αυτές απαιτούν ειδική εκπαίδευση και κατανόηση των πλεονεκτημάτων και κυρίως των περιορισμών που πιθανά φέρουν ως νέος τύπος τεχνολογίας, προκειμένου να επιτευχθούν τα επιθυμητά κλινικά και εργαστηριακά αποτελέσματα.

## **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3. Σχεδίαση με τη βοήθεια του υπολογιστή (CAD)**

### **3.1 Εισαγωγή**

Η σχεδίαση με τη βοήθεια υπολογιστή (CAD) αποτελεί αναπόσπαστο κομμάτι κάθε οδοντικής προσθετικής αποκατάστασης που περιλαμβάνει ψηφιακή ροή εργασίας. Οι εικόνες που καταγράφονται μέσω των διάφορων συστημάτων λήψης δεδομένων, όπως οι ενδοστοματικοί και εξωστοματικοί σαρωτές και οι αξονικές τομογραφίες κωνικής δέσμης (CBCT), διοχετεύονται σε εξειδικευμένα αρχεία υπολογιστή ικανά να αποθηκεύουν 2D, 3D, ακόμη και έγχρωμες πληροφορίες. Τα αρχεία αυτά μπορούν στη συνέχεια να υποβληθούν σε επεξεργασία με εξειδικευμένο λογισμικό προκειμένου να σχεδιαστούν ψηφιακά οι προσθετικές αποκαταστάσεις.

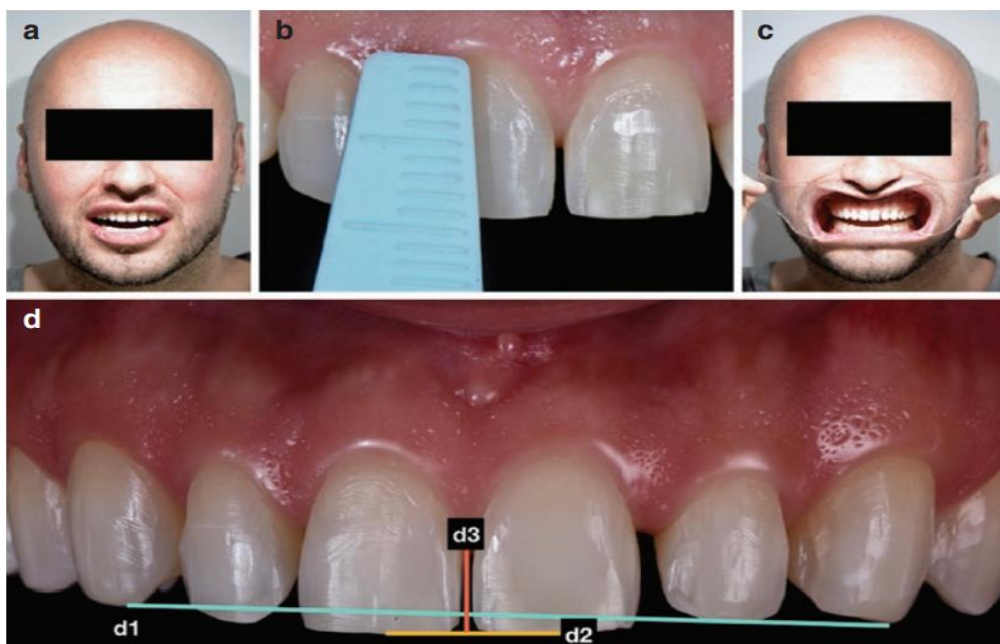
### **3.2 Φωτογραφία 2D: Σχεδιασμός ψηφιακού χαμόγελου**

Οι σύγχρονες οδοντικές προσθετικές αποκαταστάσεις έχουν υψηλές απαιτήσεις αναφορικά με την αισθητική, τη λειτουργικότητα και την προβλεψιμότητα. Στο πλαίσιο αυτό, για τον καλύτερο σχεδιασμό της αποκατάστασης ο οδοντικός τεχνολόγος θα πρέπει να έχει στη διάθεσή του πληροφορίες αναφορικά με το πρόσωπο, τη δυναμική του χαμόγελου, τη σύγκλειση και τη φώνηση του ασθενούς. Ο ψηφιακός σχεδιασμός του χαμόγελου (DSD), που προτάθηκε αρχικά από τους Coachman και Calamita, επιδιώκει τη δισδιάστατη ανάλυση του χαμόγελου μέσω ενδοστοματικών και εξωστοματικών βίντεο και φωτογραφιών με στόχο την αισθητή βελτίωση του ψηφιακού σχεδιασμού (Coachman et al. 2017). Με τον ψηφιακό σχεδιασμό του χαμόγελου η αποκατάσταση σχεδιάζεται με καλύτερο έλεγχο αναφορικά με παραμέτρους, όπως οι αναλογίες των δοντιών και η θέση τους στο οδοντικό τόξο, η επιλογή τύπου (φόρμας) και του μεγέθους των δοντιών σε σχέση με τις αναλογίες του προσώπου του ασθενούς, τους μαλακούς ιστούς και τα χείλη. Η επικοινωνία με το εργαστήριο τον κλινικό και τον ασθενή βελτιώνεται σημαντικά καθώς η εφαρμογή του DSD παρέχει οπτικό υλικό πάνω στο οποίο μπορεί να γίνει συζήτηση μεταξύ της διεπιστημονικής ομάδας και του ασθενούς αναφορικά με τις επιθυμίες και τις προσδοκίες του αλλά και με τις δυνατότητες και τους περιορισμούς που υπάρχουν προκειμένου να διασφαλιστεί η μακροβιότητα και η λειτουργικότητα της αποκατάστασης πέρα από την αισθητική ικανοποίηση (Santos et al. 2017).

Ο ψηφιακός σχεδιασμός περιλαμβάνει πρώτα μια ψηφιακή ανάλυση του προσώπου και των δοντιών όπου καταγράφονται οι διακορική γραμμή, το οριζόντιο και κάθετο επίπεδο, οι



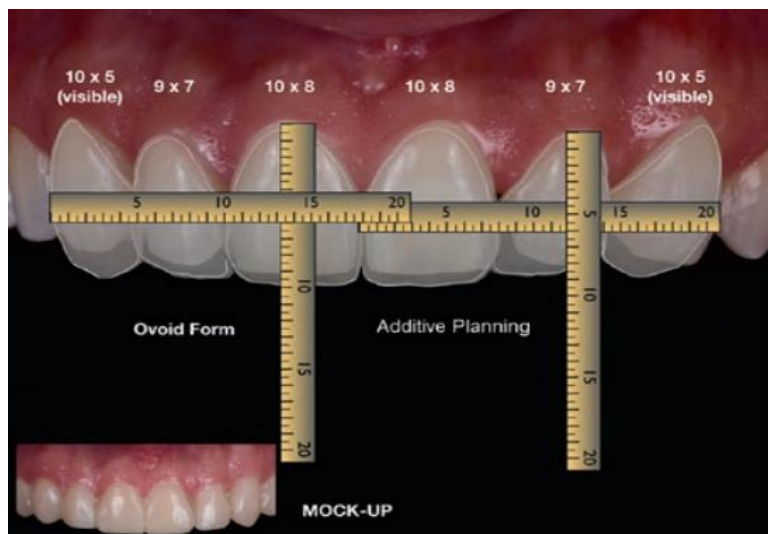
γραμμές των χειλέων και της μύτης και η γραμμή του χαμόγελου. Το μέγεθος των φωτογραφιών, η αντιστοίχιση των εξωστοματικών με τις ενδοστοματικές φωτογραφίες και ο παραλληλισμός τους με το οριζόντιο επίπεδο, καθώς και η θέση των κοπτικών χειλέων των δοντιών και της μέσης γραμμής (Εικ. 4) αποτελούν τις βασικές παραμέτρους της σχεδίασης του ψηφιακού χαμόγελου (Ramiro et al. 2019). Με βάση τις παραπάνω πληροφορίες, επιλέγεται το μέγεθος των δοντιών, λαμβάνοντας υπόψη και τις αναλογίες του προσώπου, οι οποίες καθορίζονται από μια σειρά χαρακτηριστικών που σχετίζονται με τον βιότυπο του ασθενούς.



Εικ. 4 (a) Θέση ανάπαυσης (b) Πραγματικό μήκος του κεντρικού τομέα 11. (c) Εικόνα του μεσοφραγματικού χώρου. (d) Πρόσθια άνω δόντια 13-23. (d1) Γραμμή για την καταγραφή της παραλληλότητας της φωτογραφίας με το οριζόντιο επίπεδο. (d2) Γραμμή για την καταγραφή της θέσης των κοπτικών χειλέων των κεντρικών τομέων. (d3) Γραμμή για την καταγραφή της μέσης γραμμής (Ramiro et al. 2019).

Στη συνέχεια τα δόντια που επιλέγονται από μια εικονική βιβλιοθήκη που περιλαμβάνει διάφορες μορφολογίες και σχήματα (τριγωνικά, τετράγωνα, ωοειδή) προσαρμόζονται στο ψηφιακό πρόσωπο του ασθενούς, και αξιολογούνται με το εργαλείο του ψηφιακού χάρακα (Εικ. 5) σε σχέση με μία σειρά από παραμέτρους όπως η θέση των δοντιών στα οδοντικά τόξα, η σχέση τους με τη γραμμή του χαμόγελου, τα ουλικά περιγράμματα, τη μέση γραμμή του προσώπου, το ύψος των μεσοδόντιων θηλών και τα κοπτικά χείλη.

Με τη δημιουργία διαγνωστικού κερώματος με βάση τις προκαθορισμένες μετρήσεις και στη συνέχεια με τη μεταφορά του με τη βοήθεια μίας μήτρας σιλικόνης στο στόμα του ασθενούς για τη δημιουργία μίας προσωρινής αποκατάστασης μπορεί να αξιολογηθεί η σχεδίαση τόσο από τη διεπιστημονική ομάδα όσο και από τον ίδιο τον ασθενή.



Εικ. 5 Αξιολόγηση της σχεδίασης με τη χρήση του ψηφιακού χάρακα (Ramiro et al. 2019).

Η δισδιάστατη ανάλυση του χαμόγελου αντικαθίσταται σταδιακά από την τρισδιάστατη (Εικ. 6), με τη βοήθεια της οποίας γίνεται δυνατή η εκτέλεση ψηφιακών προσομοιώσεων ενσωματώνοντας το βάθος ως τρίτη διάσταση. Η ενσωμάτωση των τρισδιάστατων εικόνων του προσώπου και οι προσομοιώσεις του χαμόγελου που προκύπτουν από τη σάρωση με ενδοστοματικό σαρωτή αυξάνει την προβλεψιμότητα του σχεδιασμού και της κατασκευής της τελικής αποκατάστασης. Τον σχεδιασμό στην ψηφιακή ροή εργασίας ακολουθεί η κατασκευή προσωρινών (προκειμένου να αξιολογηθούν από τη διεπιστημονική ομάδα αλλά και από τον ασθενή) ή και τελικών αποκαταστάσεων με τη με τη χρήση της τεχνολογίας CAD/CAM.



Εικ. 6 3D Ανάλυση και σχεδίαση του χαμόγελου με τη βοήθεια ενδοστοματικού σαρωτή. (CEREC smile design function). (Ramiro et al. 2019).

### 3.3 3D Ψηφιακή Σχεδίαση

Τα αρχεία τρισδιάστατης εικόνας που προκύπτουν από τη σάρωση μπορούν να εισαχθούν σε ένα λογισμικό σχεδιασμού που διαθέτει διαφορετικά εργαλεία για τον χειρισμό, την επεξεργασία και τον σχεδιασμό εκμαγείων, προσωρινών ή και τελικών αποκαταστάσεων. Είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι αυτό το λογισμικό μπορεί να είναι κλειστού ή ανοικτού κώδικα και μπορεί να περιλαμβάνει μια σειρά διαφορετικών λειτουργιών (modules). Τα περισσότερα λογισμικά σχεδιασμού αποκτώνται σε μια τυπική-αρχική έκδοση που επιτρέπει τον σχεδιασμό συνηθισμένων συμβατικών και επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων, όπως μονήρης στεφάνες και γέφυρες. Όλα τα συστήματα διαθέτουν πρόσθετες λειτουργίες που μπορούν να αποκτηθούν ανεξάρτητα, οι οποίες επεκτείνουν το εύρος των δυνατοτήτων του ψηφιακού σχεδιασμού. Παρακάτω παρουσιάζονται οι κύριες λειτουργίες που συνήθως συναντάμε σε ένα λογισμικό σχεδιασμού:

- Smile design: Το λογισμικό σχεδιασμού του χαμόγελου επεξεργάζεται δισδιάστατες φωτογραφίες και τρισδιάστατα αρχεία του προσώπου και των δοντιών του ασθενούς. Επιπροσθέτως έχει τη δυνατότητα να συγχωνεύσει ενδοστοματικές σαρώσεις με σαρώσεις προσώπου προσφέροντας πιο ολοκληρωμένα δεδομένα για επεξεργασία και σχεδιασμό. (Εικ. 7). Με αυτή την λειτουργία, ο οδοντικός τεχνολόγος μπορεί να ορίσει σημεία και γραμμές αναφοράς, προκειμένου να σχεδιάσει μία εξατομικευμένη αρμονική προσομοίωση της

τελικής αποκατάστασης που θα ταιριάζει στις αναλογίες του προσώπου του ασθενούς. Τα δόντια που τοποθετούνται αντλούνται από ειδικές ηλεκτρονικές βιβλιοθήκες του λογισμικού και μπορούν να επεξεργαστούν περαιτέρω προκειμένου να βελτιωθεί η αισθητική της εικονική αποκατάστασης (Lin et al. 2018).

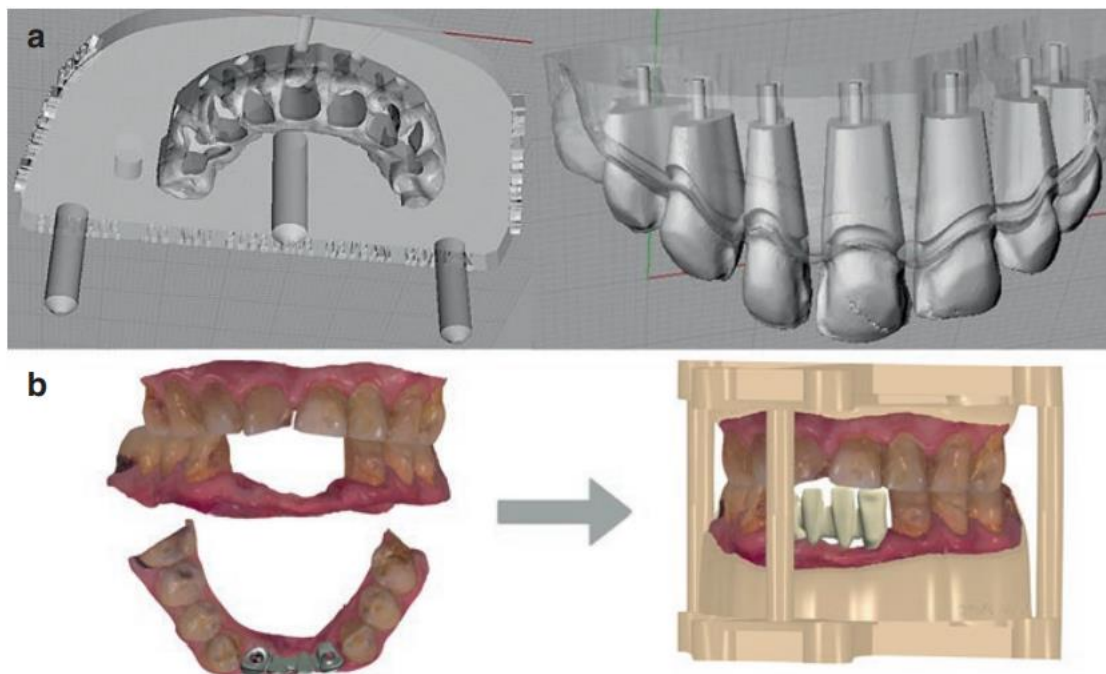


Εικ. 7 Ψηφιακός σχεδιασμός χαμόγελου με τη χρήση του σχεδιαστικού λογισμικού DentalCAD 2. 4 (exocad GmbH, Germany). Ο σχεδιασμός στηρίζεται σε δεδομένα που ελήφθησαν με ενδοστοματικό σαρωτή με σαρωτή προσώπου και φωτογραφίες του ασθενούς (Ramiro et al. 2019).

- Virtual wax-up: Αυτή η λειτουργία καθιστά δυνατή τη δημιουργία ψηφιακού διαγνωστικού κερώματος με πολύ αποτελεσματικό τρόπο αντικαθιστώντας την συμβατική παραδοσιακή εργαστηριακή διαδικασία. Το διαγνωστικό κέρωμα μπορεί στη συνέχεια να εκτυπωθεί και να αξιολογηθεί στη στοματική κοιλότητα. Η λειτουργία του ψηφιακού διαγνωστικού κερώματος χρησιμοποιείται επίσης για το σχεδιασμό ναρθήκων για χειρουργικές επεμβάσεις όπως η επιμήκυνση της μύλης, η τοποθέτηση εμφυτευμάτων, κλπ (Sancho-Puchades et al 2015).

- Tooth library: Τα λογισμικά σχεδιασμού περιλαμβάνουν ηλεκτρονικές βιβλιοθήκες όπου μπορεί ο χειριστής να επιλέξει δόντια με ποικίλα μορφολογικά χαρακτηριστικά, μεγέθη και σχήματα ανάλογα με τις ανάγκες της αποκατάστασης. Σε αυτές τις βιβλιοθήκες μπορούν ακόμη να ενσωματωθούν μορφολογίες δοντιών από σαρωμένες φυσικές οδοντοφυΐες (Sancho-Puchades et al. 2015).

- **Model builder or creator:** Σε αυτή τη λειτουργία παρέχεται η δυνατότητα κατασκευής ενός εκμαγείου χρησιμοποιώντας τα δεδομένα που αντλούνται από τα τρισδιάστατα αρχεία της ενδοστοματικής σάρωσης. Το αρχείο του σχεδιασμένου εκμαγείου αποστέλλεται για να κατασκευαστεί φυσικό εκμαγείο είτε με τη χρήση τρισδιάστατου εκτυπωτή ή συσκευής CAM. Προκειμένου να μειωθεί το κόστος της εκτύπωσης ο χειριστής μπορεί να σχεδιάσει τα εκμαγεία κοίλα (κούφια) και με αποσπώμενα τμήματα, π. χ. κινητά κολοβώματα προκειμένου για ακίνητη προσθετική (Εικ. 8). Στις επιεμφυτευματικές αποκαταστάσεις παρέχεται από τη λειτουργία η δυνατότητα κατασκευής εκμαγείων με ειδικές προκατασκευασμένες οπές όπου τοποθετούνται τα ανάλογα εμφυτεύματος και αποσπώμενα τμήματα για τα τις μάσκες ούλων οι οποίες μπορούν να κατασκευαστούν με διαφορετικό τύπο υλικού από τα υπόλοιπα τμήματα του εκμαγείου (Wesemann et al. 2017).



Εικ. 8 (α) Σχεδίαση ψηφιακού εκμαγείου συμβατικής προσθετικής με αποσπώμενα κολοβώματα. (β) Σχεδίαση ψηφιακού επιεμφυτευματικού εκμαγείου με ανταγωνιστές σε άρθρωση με οπές για τα ανάλογα εμφυτεύματος και ταυτόχρονος σχεδιασμός σκελετού για την επικάλυψη αισθητικών κεραμικών υλικών (Ramiro et al. 2019).

- **Virtual articulator:** Αυτή η δυνατότητα του λογισμικού χρησιμοποιείται για την ψηφιοποίηση της σχέσης και λειτουργίας μεταξύ άνω και κάτω γνάθου αντικαθιστώντας τον παραδοσιακό φυσικό αρθρωτήρα. Υπάρχουν διάφοροι τύποι ψηφιακών αρθρωτήρων με διάφορους βαθμούς αυτοματοποίησης. Ορισμένα από αυτά τα λογισμικά, όπως το σύστημα Zebris, μπορούν να εισάγουν και να ενσωματώσουν πληροφορίες σχετικά με τις δυναμικές

κινήσεις της κάτω γνάθου των ασθενών που λαμβάνονται από ένα ειδικό σύστημα καταγραφής κινήσεων (Shetty, 2015).

- **Provisional:** Η λειτουργία αυτή εξυπηρετεί τον σχεδιασμό προσωρινών αποκαταστάσεων έχοντας ως βάση αρχικές σαρώσεις πριν τις τροποποιήσεις δοντιών ή επεμβάσεις στο στόμα. Αυτός ο τύπος λογισμικού μπορεί να χρησιμοποιηθεί για το σχεδιασμό προσωρινών αποκαταστάσεων αναπαράγοντας την αρχική μορφολογία των δοντιών του ασθενούς, όταν αυτό είναι αποδεκτό, ή τροποποιώντας ανάλογα ή χρησιμοποιώντας δόντια από ψηφιακές βιβλιοθήκες (Kelvin Khng et al. 2016).

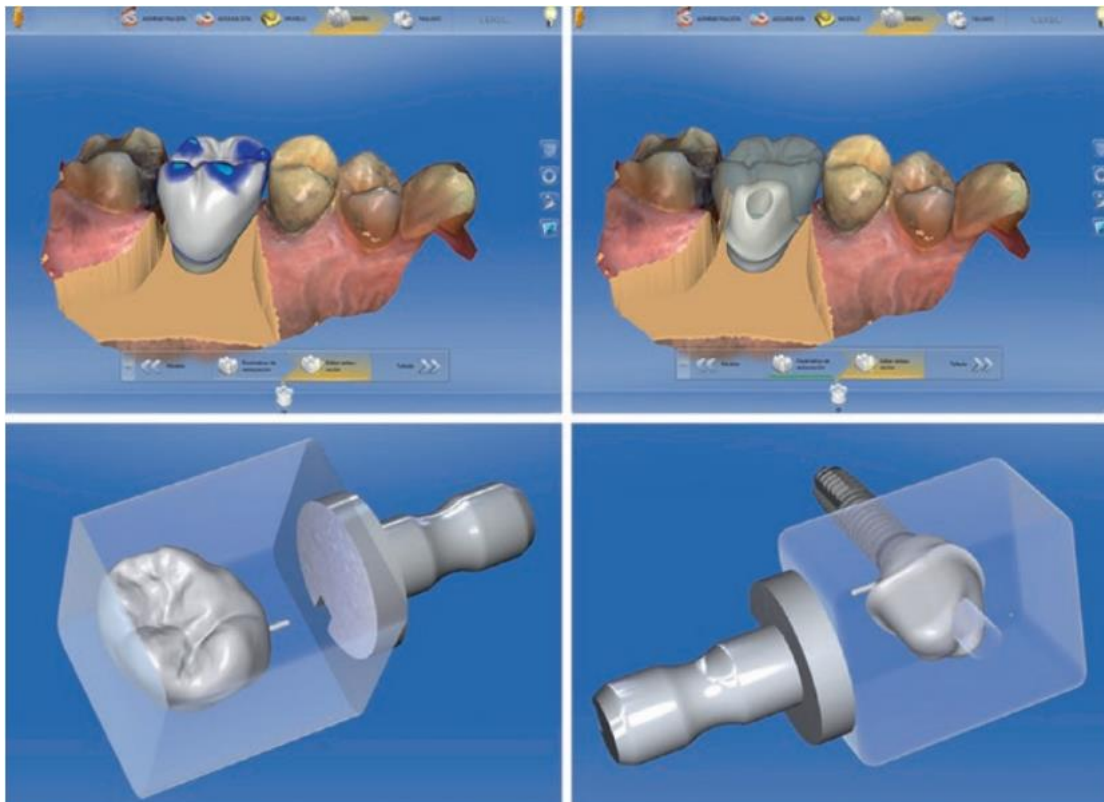
- **Complete denture:** Αυτός ο τύπος λειτουργίας επιτρέπει στο χειριστή να κατασκευάσει μία πλήρως ψηφιακή οδοντοστοιχία. Το λογισμικό αυτό προσφέρει τη δυνατότητα κατασκευής της βάσης της οδοντοστοιχίας, ατομικών δισκαρίων και βασικών πλακών. Επιτρέπει επίσης τον εντοπισμό κρίσιμων σημείων όπως η μέση γραμμή και το μασητικό επίπεδο. Το λογισμικό είναι σε θέση να τοποθετήσει τα δόντια της οδοντοστοιχίας πραγματοποιώντας μία αρχική σύνταξη η οποία μπορεί να τροποποιηθεί ανάλογα με τις εκάστοτε ανάγκες. Τέλος όταν ολοκληρωθεί η οδοντοστοιχία μπορεί να παρασκευαστεί είτε με τρισδιάστατη εκτύπωση είτε με κοπή (Stawarczyk 2017).

- **Partial framework module:** Η λειτουργία αυτή ίσως είναι και η πλέον βασική και περισσότερο χρησιμοποιούμενη καθώς αντικαθιστά την κατασκευή κέρινου προπλάσματος το οποίο στην συνέχεια θα χυτευθεί προκειμένου να κατασκευαστούν μεταλλικοί σκελετοί για στεφάνες και γέφυρες. Αυτή η μέθοδος σχεδιασμού (CAD) η οποία ακολουθείται από την κατασκευή με τις μεθόδους που προσφέρει η τεχνολογία CAM (αφαιρετική, προσθετική, 3D εκτύπωση προπλάσματος και χύτευση) επιτρέπει πολύ ταχύτερα και ακριβέστερα αποτελέσματα από εκείνα που επιτυγχάνονται με τις παλαιότερες συμβατικές τεχνικές. Η λειτουργία περιλαμβάνει ένα εργαλείο παραλληλισμού που βοηθάει τον χειριστή να ορίσει την φορά ενθέσεως της αποκατάστασης, μπορεί να προσδιορίσει αυτόματα το αυχενικό όριο των παρασκευασμένων δοντιών και να απαλείψει τυχόν υπάρχουσες ανεπιθύμητες εσοχές. Διαθέτει ακόμη εργαλεία που ρυθμίζουν αυτόματα τις πρόωρες επαφές, τα σημεία επαφής, την τοποθέτηση συνδέσμων και μία σειρά εργαλείων για ελεύθερη σχεδίαση για το ψηφιακό «κέρωμα» των διαφόρων στοιχείων του σκελετού (Lavery et al. 2016).

- **Implant prosthetic module:** Η συγκεκριμένη λειτουργία επιτρέπει το σχεδιασμό εξατομικευμένων επιεμφυτευματικών κολοβωμάτων (abutments) καθώς και τη σχεδίαση επιεμφυτευματικών σκελετών τόσο για κοχλιούμενες και συγκολλούμενες όσο και για συγκολοκοχλιούμενες επιεμφυτευματικές αποκαταστάσεις (Εικ. 9) Το λογισμικό διαθέτει

ειδικές ψηφιακές βιβλιοθήκες στις οποίες περιέχονται εικονικοί προσθετικοί δακτύλιοι πολλών διαφορετικών εταιριών για κάθε είδος αποκατάστασης (tbase, multy unit κ.α. ) των οποίων τα scan bodies<sup>1</sup> (που διαθέτουν οι ψηφιακές βιβλιοθήκες) αντιστοιχίζονται στο λογισμικό με τους σαρωμένους άξονες σάρωσης είτε αυτά έχουν προκύψει από ενδοστοματική είτε από εξωστοματική σάρωση. Η ψηφιακή βιβλιοθήκη μπορεί να ενημερώνεται με νέους προσθετικούς δακτυλίους και ψηφιακούς άξονες σάρωσης καθώς αυτοί εισάγονται στην αγορά (Martínez-Rus et al. 2012).

• Bar module: Αυτή η λειτουργία περιλαμβάνει μια βιβλιοθήκη που περιλαμβάνει μία σειρά διαφορετικών τύπων δοκών που επιτρέπει τον εξατομικευμένο σχεδιασμό επένθετων οδοντοστοιχιών επί φυσικών δοντιών ή εμφυτευμάτων. Οι δοκοί που διατίθενται από το λογισμικό σχεδίασης ποικίλουν σε σχήματα και διατομές και μπορεί να έχουμε από απλές δοκούς τύπου Dolder, Hader ή Ackermann, έως και δοκούς για σύνθετες περιπτώσεις, όπου μπορούν να προστεθούν και πρόσθετα στοιχεία συγκράτησης (attachments), (Agustín-Panadero et al. 2015).



<sup>1</sup> Scanbody (ψηφιακός άξονας σάρωσης).

Εικ. 9 Σχεδίαση επιεμφυτευματικής συγκολλούμενης στεφάνης συμπεριλαμβανομένου του εξατομικευμένου κολοβώματος (customized abutment). Κατασκευή (CAM) με κοπή μονολιθικού υλικού. Σχεδίαση με το λογισμικό SW CEREC (Ramiro et al. 2019).

- Bite splint: Με τη λειτουργία αυτή γίνεται δυνατή η κατασκευή ναρθήκων τύπου Michigan όπως και άλλων διαφορετικών τύπων ναρθήκων με τη χρήση του λογισμικού σχεδίασης. Ορισμένα λογισμικά επιτρέπουν το συγχρονισμό των δεδομένων της λειτουργίας αυτής με εκείνης του εικονικού αρθρωτήρα προκειμένου να προσαρμοστεί συγκλεισιακά ο νάρθηκας με τον ανταγωνιστή φραγμό βελτιώνοντας σημαντικά τον σχεδιασμό του. Με την δυνατότητα αυτή μειώνονται και οι τυχόν απαραίτητες συγκλεισιακές προσαρμογές στο στόμα του ασθενούς διευκολύνοντας σημαντικά το έργο του οδοντιάτρου (Edelhoff et al. 2017).

### **3.4 Ψηφιακά εργαλεία / λογισμικό σχεδίασης**

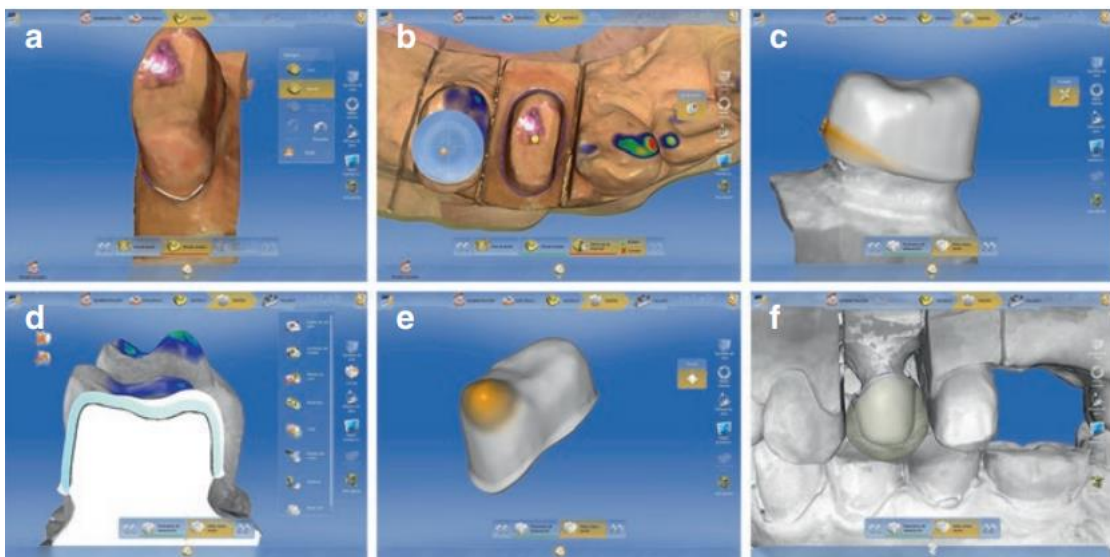
Όλα τα διαθέσιμα συστήματα λογισμικού σχεδίασης διαθέτουν μια σειρά εργαλείων που αυτοματοποιούν και επιταχύνουν σε μεγάλο βαθμό τη διαδικασία της σχεδίασης. Στις ακίνητες οδοντοπροσθετικές συμβατικές ή επιεμφυτευματικές αποκαταστάσεις, το λογισμικό σχεδίασης μπορεί να ανιχνεύσει αυτόματα τα αυχενικά όρια των παρασκευασμένων δοντιών ή των παρασκευασμένων επιεμφυτευματικών κολοβωμάτων (συγκολλούμενων επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων). Αυτόματα ανιχνεύονται ακόμη το προφίλ ανάδυσης των επιεμφυτευματικών κολοβωμάτων, η φορά ένθεσης των αποκαταστάσεων και ο διαθέσιμος μεσοφραγματικός χώρος. Αναφορικά με το πάχος της τελικής αποκατάστασης ανάλογα με το υλικό επιλογής μπορεί να οριστεί εξ αρχής και αυτόματα να διατηρείται κατά τη διαδικασία της σχεδίασης χωρίς να επηρεάζεται από τον χειριστή. Στις προσθέσεις που υποστηρίζονται από εμφυτεύματα, το λογισμικό σχεδίασης μπορεί να ελέγξει τη διαδρομή τηςφοράς ενθέσεως ακόμη και σε περιπτώσεις πολλαπλών εμφυτευμάτων και έχει τη δυνατότητα να διαχειριστεί δυσκολίες στην τοποθέτηση των αξόνων και των βιδών κοχλίωσης της αποκατάστασης διορθώνοντας κλίσεις έως και 30° με εργαλεία όπως τα Dynamic Abutments.

Το λογισμικό μπορεί να προτείνει σχήματα και εξατομικευμένες μορφολογίες για τα δόντια της τελικής αποκατάστασης μέσω μαθηματικών αλγορίθμων βασιζόμενο στην ανατομία ενός άλλου συνήθως παρακείμενου δοντιού του ασθενούς. Αυτή η δυνατότητα



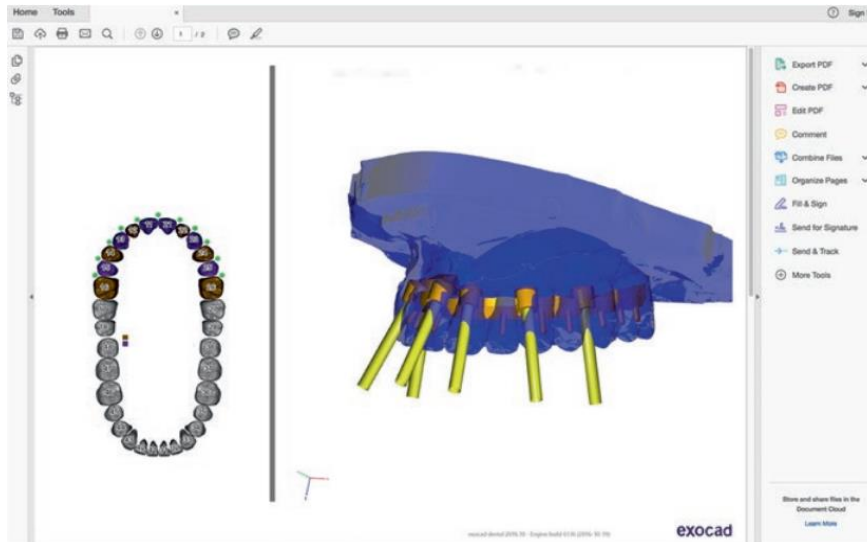
είναι γνωστή ως βιοαναφορά (Richter and Mehl 2006, Probst and Mehl 2008). Επιπλέον βασιζόμενο στη σάρωση της προσωρινής πρόθεσης ή του αρχικού δοντιού πριν από την εξαγωγή ή την παρασκευή του μπορεί αντίστοιχα να προτείνει σχήμα και μορφολογία για το δόντι ή δόντια που αντικαθίστανται διαδικασία γνωστή ως βιοαντιγραφή.

Από τα πιο ευρέως χρησιμοποιούμενα ψηφιακά εργαλεία που χρησιμοποιούνται στην ψηφιακή σχεδίαση είναι αυτά που μετακινούν τη θέση του δοντιού στο τόξο της αποκατάστασης ρυθμίζοντας τις επιφάνειες επαφής με τα παρακείμενα δόντια και τις συγκλεισιακές επαφές με τον ανταγωνιστή φραγμό με τον βέλτιστο τρόπο. Ο χειριστής διαθέτει σειρά εργαλείων που του δίνουν τη δυνατότητα να μετακινεί, να μικραίνει-μεγαθύνει, να περιστρέφει καθώς και να προσθέτει ή να αφαιρεί υλικό και να εξομαλύνει τις επιφάνειες των δοντιών της προς σχεδίαση αποκατάστασης (Lebon et al. 2015) (Εικ. 10).



Εικ. 10. Ψηφιακός σχεδιασμός συμβατικής στεφάνης με τη βοήθεια των ψηφιακών εργαλείων του λογισμικού (Ramiro et al. 2019).

Όλα τα συστήματα λογισμικών σχεδίασης διαθέτουν την δυνατότητα εξαγωγής των ψηφιακών σχεδίων σε μορφή φορητού εγγράφου (αρχείο pdf). Με αυτό το αρχείο, ο οδοντίατρος μπορεί να αξιολογήσει τον σχεδιασμό και να τον επικυρώσει. Αυτό το εργαλείο είναι πολύ χρήσιμο για τη βελτίωση της επικοινωνίας μεταξύ του εργαστηρίου και του οδοντίατρου (Εικ. 11) εφόσον ο σχεδιασμός εγκριθεί η εργασία μπορεί κατασκευαστεί χρησιμοποιώντας την τεχνολογία κατασκευής καθοδηγούμενη από υπολογιστή (CAM).



Εικ. 11. Στιγμιότυπο ψηφιακής σχεδίασης σκελετού επιεμφυτευματικής αποκατάστασης. Το στιγμιότυπο αποστέλλεται για αξιολόγηση από τον κλινικό με τη μορφή αρχείου pdf, (Ramiro et al. 2019).

### 3.5 Συμπεράσματα

Το λογισμικό σχεδιασμού με τη βοήθεια υπολογιστή αντικαθιστά με ταχείς ρυθμούς πολλές από τις χειρωνακτικές συμβατικές διαδικασίες που καθημερινά εκτελούνται στο εργαστήριο μεταμορφώνοντας και εξελίσσοντας το επάγγελμα του οδοντικού τεχνολόγου. Πολλές εργαστηριακές διαδικασίες, όπως το διαγνωστικό κέρωμα, η τοποθέτηση εκμαγείων σε αρθρωτήρες και η δημιουργία σκελετών για ακίνητες και κινητές αποκαταστάσεις, μπορούν πλέον να γίνουν ψηφιακά με τη χρήση εξειδικευμένου λογισμικού. Επιπλέον, προσχεδιασμένα δόντια και προσθετικά εξαρτήματα, όπως επιεμφυτευματικοί δοκοί και επιεμφυτευματικά κολοβώματα, είναι διαθέσιμα μέσα σε ειδικές ψηφιακές βιβλιοθήκες και μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τη διευκόλυνση και την επιτάχυνση του σχεδιασμού της αποκατάστασης. Όλα τα παραπάνω απαιτούν την εκπαίδευση και την συνεχή επιμόρφωση του οδοντικού τεχνολόγου καθώς ο ρυθμός της εξέλιξης της συγκεκριμένης τεχνολογίας είναι ιδιαίτερα υψηλός. Η εξοικείωση του με την ψηφιακή ροή εργασίας πέρα από την δυνατότητα κατασκευής αποκαταστάσεων υψηλής ποιότητας βελτιώνει και την ποιότητα της καθημερινότητας του καθώς πολλές από τις συμβατικές χειρωνακτικές συμβατικές εργασίες τις οποίες αντικαθιστά η ψηφιακή τεχνολογία πέρα από χρονοβόρες ήταν και ιδιαίτερα επιβλαβής για την υγεία του.

## **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4 Κατασκευή προσθετικών αποκαταστάσεων με τη βοήθεια υπολογιστή: Τεχνικές και υλικά κατασκευής**

### **4.1 Εισαγωγή**

Η Ψηφιακή τεχνολογία, όπως ο σχεδιασμός και η κατασκευή με τη χρήση υπολογιστή (CAD/CAM) επεκτείνεται ραγδαία μεταμορφώνοντας την οδοντική τεχνολογία με πρωτοφανή ρυθμό. Η CAD/CAM τεχνολογία μπορεί να ταξινομηθεί είτε ως αφαιρετική είτε ως προσθετική μέθοδος κατασκευής. Η αφαιρετική μέθοδος κατασκευής περιλαμβάνει την μηχανική κατεργασία και το φρεζάρισμα (κοπή) καθώς και την διαδικασία αφαίρεσης με λέιζερ, ενώ η προσθετική μέθοδος κατασκευής περιλαμβάνει την τρισδιάστατη εκτύπωση και την τήξη με λέιζερ τεχνολογία. Διαφορετικά υλικά όπως πολυμερή, μέταλλα, κεραμικά και παράλληλα ειδικός εξοπλισμός είναι διαθέσιμα στο εμπόριο για διάφορες οδοντιατρικές εφαρμογές, όπως ατομικά δισκάρια, χειρουργικοί οδηγοί, προσωρινές ή τελικές, ακίνητες ή κινητές προσθετικές αποκαταστάσεις και ορθοδοντικές, επιεμφυτευματικές ή γναθοπροσωπικές προσθέσεις.

Η ενσωμάτωση της ψηφιακής της τεχνολογίας στην ροή εργασίας του εργαστηρίου παρουσιάζει σημαντικά οφέλη. Πλεονεκτεί σε ταχύτητα, ακρίβεια και είναι οικονομικά επωφελής σε σχέση με τις συμβατικές τεχνικές. Η χρήση της ψηφιακής τεχνολογίας στην οδοντική τεχνολογία μπορεί να εξαλείψει την ανάγκη για ορισμένες η και σταδιακά όλες τις χειρωνακτικές-συμβατικές διαδικασίες, όπως την κατασκευή γύψινων εκμαγείων εργασίας, την κατασκευή κέρινων προπλασμάτων, τη διαδικασία της επένδυσης με πυρόχωμα, τη χύτευση μετάλλων ή τη συμπίεση κεραμικού υλικού. Ως εκ τούτου, η ψηφιακή τεχνολογία εξαπλώνεται ταχύτατα τόσο στα οδοντοτεχνικά εργαστήρια όσο και στα οδοντιατρεία σε όλο τον κόσμο μεταμορφώνοντας την οδοντιατρική και την επιστήμη της οδοντικής τεχνολογίας με πρωτοφανή ρυθμό. Στα οδοντοτεχνικά εργαστήρια, ο παραδοσιακός εξοπλισμός όπως ο κλίβανος και η μηχανή χύτευσης σταδιακά αντικαθίσταται από ηλεκτρονικούς υπολογιστές, σαρωτές, τρισδιάστατους εκτυπωτές και μηχανές κοπής (Beuer et al. 2008, Davidowitz and Kotick 2011).

#### **Η CAD/CAM τεχνολογία απαρτίζεται από 3 βασικούς πυλώνες:**

1. Απόκτηση δεδομένων που λαμβάνονται από διάφορες τεχνολογίες σάρωσης, όπως οι τρισδιάστατοι σαρωτές.

2. Επεξεργασία δεδομένων από ειδικό CAD (computer-aided design) λογισμικό που επεξεργάζεται τα ψηφιακά δεδομένα και δημιουργεί-σχεδιάζει τρισδιάστατα αντικείμενα.
3. Παραγωγή δεδομένων CAM (computer-aided manufacturing) που κατασκευάζει τη σχεδιασμένη δομή στα επιθυμητά υλικά.

Οι CAM τεχνολογίες που είναι διαθέσιμες σήμερα στην οδοντική τεχνολογία χωρίζονται σε «αφαιρετικές» και «προσθετικές» μεθόδους κατασκευής (Strub 2006, Van Noort 2012). Στις αφαιρετικές μεθόδους κατασκευής οι ψηφιακά σχεδιασμένες δομές κατασκευάζονται αφαιρώντας το ανεπιθύμητο υλικό από ένα δίσκο υλικού με τη χρήση κοπτικών εργαλείων, φρεζών ή λέιζερ. Από την άλλη πλευρά, οι προσθετικές μέθοδοι κατασκευής, όπως οι τεχνολογίες τρισδιάστατης εκτύπωσης και η τήξη με λέιζερ τεχνολογία, κατασκευάζουν τις αντίστοιχες δομές στρώμα προς στρώμα. Η προσθετική διαδικασία κατασκευής είναι επίσης γνωστή ως ταχεία μέθοδος κατασκευής και είναι πιο πρόσφατη τεχνολογία από την αφαιρετική διαδικασία κατασκευής (Barazanchi 2017). Ωστόσο, οι αφαιρετικές μέθοδοι υπερτερούν επί του παρόντος όσον αφορά την ακρίβεια διαστάσεων, ενώ οι προσθετικές μέθοδοι παρουσιάζουν μεγαλύτερη ευελιξία. Υπάρχει ένα ευρύ φάσμα διαθέσιμων μηχανημάτων-συσκευών που αφορά και τις δύο μεθόδους κατασκευής. Κάθε τεχνολογία παρουσιάζει κάποιες διαφορές στη διαδικασία και τα υλικά που χρησιμοποιούνται παρουσιάζοντας διαφορετικά πλεονεκτήματα, περιορισμούς και εφαρμογές (Alghazzawi 2016, Braian et al. 2018).

## **4.2 Αφαιρετική μέθοδος κατασκευής**

### **4.2.1 Μηχανική κατεργασία και άλεση (κοπή)**

#### **i. Επισκόπηση της μηχανικής κατεργασίας και της άλεσης (κοπή)**

Η μηχανική κατεργασία και η άλεση(κοπή) αναφέρεται σε μια διαδικασία κατά την οποία μία μάζα πρώτης ύλης (δίσκος υλικού) κόβεται (τροχίζεται) σε ένα επιθυμητό τελικό σχήμα σε μια απολύτως ελεγχόμενη διαδικασία αφαίρεσης υλικού (Van Noort 2012). Η διαδικασία κοπής περιλαμβάνει ηλεκτροκίνητα αιχμηρά κοπτικά εργαλεία διαφόρων μεγεθών, σχεδιασμένα να αφαιρούν μικρά κάθε φορά τμήματα υλικού μέχρι να επιτευχθεί το τελικό επιθυμητό σχήμα. Οι βιομηχανικές βελτιώσεις του λογισμικού, η επίτευξη παραγωγής δομών εξαιρετικής ακρίβειας και η μείωση του μεγέθους και του κόστους των μηχανημάτων κοπής επέτρεψαν την είσοδο της CAD/CAM τεχνολογίας οδοντιατρική. Τα συστήματα

CAD/CAM που αφορούν αφαιρετικές μεθόδους κατασκευής μπορούν να ταξινομηθούν σε συστήματα παρά την έδρα (chairside) και σε εργαστηριακά συστήματα. Στα παρά την έδρα συστήματα, η κατασκευή των αποκαταστάσεων μπορεί να γίνει στην οδοντιατρική κλινική χωρίς τη συμμετοχή του εργαστηρίου (Patel 2014). Για τα εργαστηριακά συστήματα, η παραγωγή CAM πραγματοποιείται στο οδοντοτεχνικό εργαστήριο ή σε κέντρα παραγωγής (κοπής). Τα συστήματα CAD/ CAM μπορούν επίσης να ταξινομηθούν σε ανοικτά και κλειστά συστήματα. Τα ανοικτά συστήματα επιτρέπουν την επεξεργασία και την παραγωγή όλων των δεδομένων της CAD/CAM τεχνολογίας, συμπεριλαμβανομένης της απόκτησης δεδομένων, του σχεδιασμού από το λογισμικό CAD και της κατασκευής από το σύστημα CAM, από διαφορετικές εταιρείες, ενώ τα κλειστά συστήματα περιορίζονται σε έναν μόνο προμηθευτή (Beuer et al. 2008, Abduo et al. 2014).

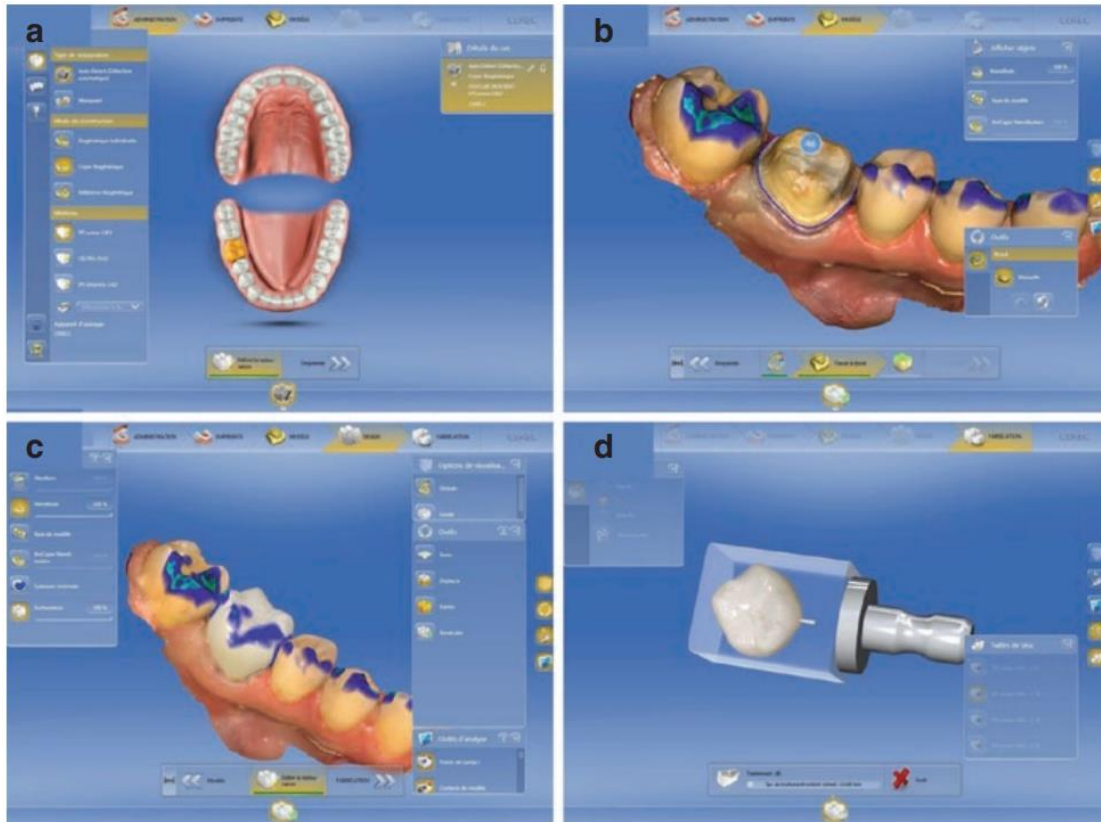
## **ii. Εφαρμογές της μηχανικής κατεργασίας και του φρεζαρίσματος (κατευθυνόμενη-άλεση/κοπή) στην οδοντική τεχνολογία**

Η μηχανική κατεργασία και το φρεζάρισμα έχουν πολλές οδοντιατρικές εφαρμογές στους τομείς της προσθετικής και της επανορθωτικής οδοντιατρικής. Σε αυτές περιλαμβάνονται η κατασκευή σκελετών για μονήρης στεφάνες και γέφυρες, ενθέτων, επενθέτων, όψεων, σκελετών για επιεμφυτευματικές προσθετικές αποκαταστάσεις, επιεμφυτευματικών κολοβωμάτων και επιεμφυτευματικών δοκών. Επιπλέον, η αφαιρετική μέθοδο κατασκευής (κοπή) μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την παραγωγή προπλασμάτων για χύτευση, συμπίεση ή υπερπίεση. Επιπλέον, με τη μέθοδο της κοπής μπορούν να κατασκευαστούν νάρθηκες και ορθοδοντικοί συγκρατητήρες, συσκευές επαλήθευσης της σύγκλεισης, διαγνωστικά κέρινα ομοιώματα και ψηφιακά εκμαγεία εργασίας (Alghazzawi 2016).

## **iii. Διαδικασία άλεσης (κοπής) και καθοδηγούμενης μηχανικής κατεργασίας**

Η διαδικασία της κοπής αρχίζει μόλις ολοκληρωθεί το στάδιο του ψηφιακού σχεδιασμού της τελικής πρόθεσης με τη χρήση του κατάλληλου λογισμικού CAD (Εικ. 12). Στη συνέχεια, το παραχθέν ψηφιακό πρόπλασμα CAD μεταφράζεται από το λογισμικό CAM ως μια διαδρομή του εργαλείου κοπής σε μία υπολογιστική μηχανή αριθμητικού ελέγχου (CNC). Το βήμα αυτό ακολουθεί η εκτέλεση μιας προσομοίωσης από το λογισμικό προκειμένου να επιβεβαιωθεί η ικανότητα της μονάδας κοπής να επεξεργαστεί τη

σχεδιασμένη πρόθεση (Εικ. 13) Μόλις το λογισμικό επιβεβαιώσει τη δυνατότητα υλοποίησης της σχεδιασμένης πρόσθεσης, μπορεί να ξεκινήσει τη λειτουργία της η μηχανή CNC. Η μηχανή CNC εκτελεί διάφορες ακολουθίες κατεργασίας και κάθε ακολουθία είναι μια ομάδα υπολογισμένων διαδρομών ειδικών κοπτικών εργαλείων, οι οποίες υπολογίζονται αυτόματα με συγκεκριμένους αλγορίθμους (Abduo et al. 2014, Lebon et al. 2015).



Εικ. 12. Σχεδιασμός μιας μονήρους στεφάνης που θα κατασκευαστεί με την μέθοδο της κοπής: (a) αρχική καρτέλα εργασίας , (b) ορισμός αυχενικού ορίου, (c) σχεδιασμός και (d) κατασκευή (Alageel et al. 2019).



Εικ. 13. Παράδειγμα υπολογισμών και προσομοίωσης πριν από την κοπή της εργασίας, (Alageel et al. 2019).

Οι μηχανές CNC αποτελούνται από πολυαξονικές μονάδες φρεζαρίσματος(άλεσης-κοπής) που αποτελούνται από 3, 4 ή και 5 άξονες.

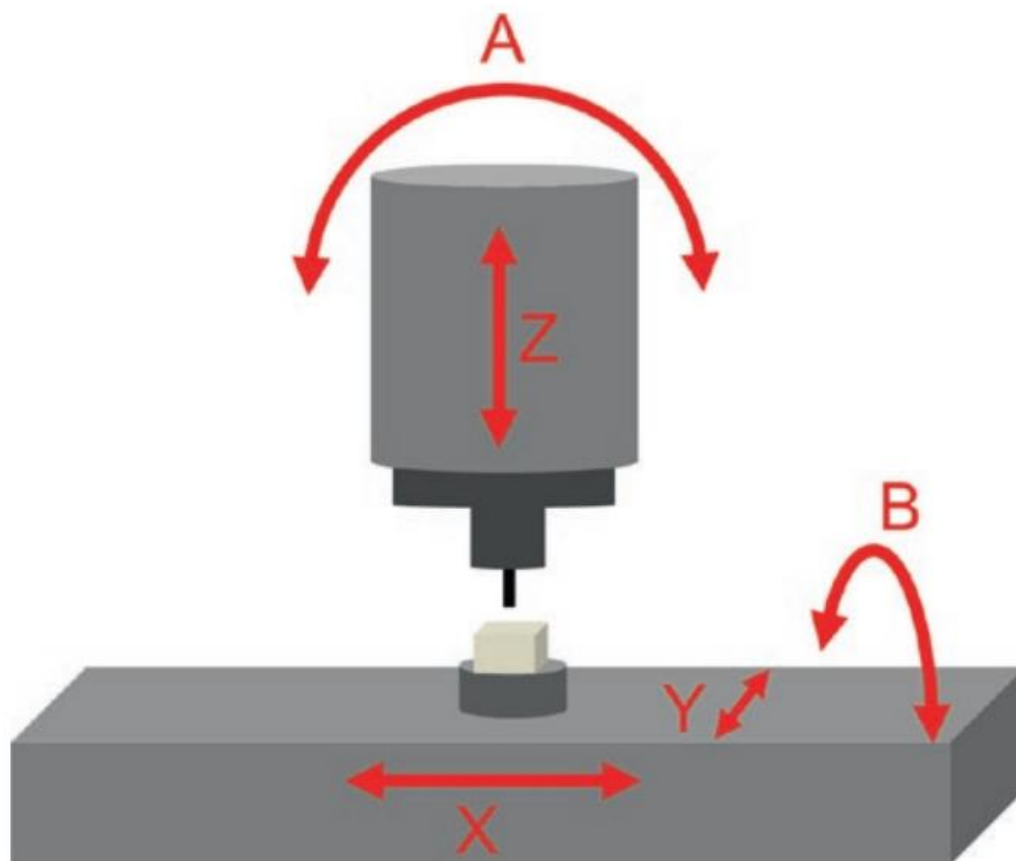
#### **a. Μηχανή κοπής τριών αξόνων**

Οι μηχανές κοπής τριών αξόνων είναι οι πιο συχνά χρησιμοποιούμενες στην οδοντική τεχνολογία. Σε αυτού του τύπου της συσκευής τα κοπτικά εργαλεία μπορούν να κινούνται σε τρεις χωρικές κατευθύνσεις που ορίζονται από τις τιμές X, Y και Z. Ο δίσκος του υλικού μπορεί επίσης να στρέφεται κατά  $180^\circ$  κατά τη διάρκεια της κατασκευής για να επιτρέπει το φρεζάρισμα των εξωτερικών και των εσωτερικών επιφανειών. Έτσι, οι μηχανές κοπής 3 αξόνων υπερτερούν σε ταχύτητα των άλλων μηχανών επειδή έχουν μικρό χρόνο υπολογισμού και αθροιστικού φρεζαρίσματος. Επίσης, ο απλουστευμένος έλεγχος των 3 αξόνων τις καθιστά λιγότερο δαπανηρές σε σύγκριση με τις μηχανές με περισσότερους άξονες. Ωστόσο, οι μηχανές 3 αξόνων διέπονται από περιορισμούς όσον αφορά την αναπαραγωγή αποκλίσεων, συγκλίσεων και ιδιαίτερα καθορισμένων χαρακτηριστικών (υποσκαφές) (Abduo et al. 2014).

#### **b. Μηχανή κοπής τεσσάρων αξόνων**

Οι μηχανές κοπής τεσσάρων αξόνων περιλαμβάνουν έναν επιπλέον άξονα στους τρεις χωρικούς άξονες και μπορούν να επιτρέψουν την περιστροφή του δίσκου υλικού γύρω από τον άξονα X. Ο τέταρτος άξονας ορίζεται ως γέφυρα τάσης A. Ο άξονας αυτός

διευκολύνει το φρεζάρισμα μεγάλων δίσκων υλικού για την κατασκευή σκελετών μεγάλης έκτασης και μπορεί να περιστρέφεται απείρως μεταβλητά. Ως αποτέλεσμα των παραπάνω, είναι δυνατή η προσαρμογή γεφυρών με μεγάλη κατακόρυφη υψομετρική μετατόπιση στις συνήθεις διαστάσεις της πλάκας του υλικού επιτυγχάνοντας έτσι εξοικονόμηση υλικού και χρόνου φρεζαρίσματος. Η μηχανή φρεζαρίσματος 4 αξόνων μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την κατασκευή στεφανών, όψεων, ενθέτων, επενθέτων, μεταλλικών σκελετών για ακίνητες και κινητές αποκαταστάσεις (μερικές οδοντοστοιχίες) (Beuer et al. 2008, Alghazzawi 2016).



Εικ. 14. Αναπαράσταση των κινήσεων και των περιστροφών των αξόνων των μηχανών κοπής (Alageel et al. 2019).

### c. Μηχανή κοπής πέντε αξόνων

Οι μηχανές κοπής 5 αξόνων περιέχουν επιπλέον δύο άξονες που μπορούν να περιστρέφουν το δίσκο του υλικού γύρω από τον άξονα X και γύρω από τον άξονα Y. Ο πέμπτος άξονας ορίζεται ως γέφυρα τάσης B. Αυτό επιτρέπει το φρεζάρισμα πολύπλοκων γεωμετριών και λείων επιφανειών με υποτιμήματα. Οι μηχανές κοπής 5 αξόνων μπορούν να



παράγουν αντικείμενα με μεγαλύτερη ακρίβεια διαστάσεων από τις μηχανές κοπής τριών ή τεσσάρων αξόνων, καθώς μπορούν να φρεζάρουν υποσκαφές προς όλες τις κατευθύνσεις. Η μηχανή κοπής 5 αξόνων παρέχει τη δυνατότητα κατασκευής ψηφιακά σχεδιασμένων εκμαγείων, επιεμφυτευματικών εξαρτημάτων, βάσεων οδοντοστοιχιών, επιεμφυτευματικών κολοβωμάτων, επιεμφυτευματικών δοκών και ναρθήκων.

Η διαδικασία του φρεζαρίσματος (κοπή) μπορεί να πραγματοποιηθεί σε διαφορετικές συνθήκες ανάλογα με τα υλικά που χρησιμοποιούνται. Μπορεί να γίνει σε υγρές ή ξηρές συνθήκες με μαλακά ή σκληρά υλικά. Η ξηρή κοπή και η μαλακή κοπή εφαρμόζονται συνήθως χωρίς ψυκτικό υγρό και χρησιμοποιούνται για την κατεργασία μη συσσωματωμένης ζirkονίας, σύνθετης ρητίνης και κεριού. Η υγρή κοπή, συνήθως σκληρή κοπή, χρησιμοποιεί ψεκασμό ψυκτικού υγρού για την προστασία του φρεζαρισμένου υλικού και των φρεζών από την υπερθέρμανση και αφορά προ-συσσωματωμένη ζirkονία, μέταλλα και σύνθετη ρητίνη. Η ξηρή κοπή είναι λιγότερο δαπανηρή και παράγει λιγότερη απορρόφηση υγρασίας από την υγρή κοπή, αλλά μπορεί να οδηγήσει σε μεγαλύτερη συρρίκνωση (Beuer 2008, Abduo et al. 2014, Alghazzawi 2016).

#### **iv. Πλεονεκτήματα της μεθόδου κατασκευής της κοπής**

Υπάρχουν ορισμένα πλεονεκτήματα που αφορούν την μέθοδο κατασκευής της κοπής συγκριτικά με την παραδοσιακή συμβατική τεχνική της χύτευσης τα οποία αναφέρονται παρακάτω (Beuer et al. 2008, Davidowitz and Kotick 2011):

- Υψηλή ακρίβεια.
- Τυποποιημένη διαδικασία κατασκευής.
- Αποτελεσματικό σύστημα ελέγχου ποιότητας.
- Αυξημένη παραγωγική ικανότητα.
- Αυξημένη ταχύτητα παραγωγής.
- Δυνατότητα χρήσης νέων υλικών, όπως η ζirkονία και το τιτάνιο.
- Μετατροπή των εργαστηρίων από απλούς χώρους κατασκευής σε ηλεκτρονικά-ψηφιακά κέντρα παραγωγής

#### **v. Μειονεκτήματα μεθόδου της κατασκευής της κοπής**

Παρακάτω αναφέρονται επιγραμματικά τα κυριότερα μειονεκτήματα της τεχνικής της κοπής (Strub et al. 2006, Miyazaki and Hotta 2011, Van Noort 2012, Alghazzawi 2016).

- Το αρχικό κόστος μιας μηχανής κοπής CAD/CAM μπορεί να είναι υψηλότερο από το κόστος κατασκευής προσθετικών αποκαταστάσεων με τη χρήση συμβατικών τεχνικών και του αντίστοιχου εξοπλισμού.
- Η κοπή και η μηχανική κατεργασία είναι διαδικασία αρκετά δαπανηρή κατά την οποία περισσότερο υλικό αφαιρείται σε σύγκριση με αυτό που χρησιμοποιείται στο τελικό προϊόν.
- Η ακρίβεια της διαδικασίας φρεζαρίσματος υπαγορεύεται από τη διάμετρο της μικρότερης εγγλυφίδας. Επομένως, κάθε λεπτομέρεια της επιφάνειας του αντικειμένου που είναι μικρότερη από τη διάμετρο της εγγλυφίδας θα φρεζάρεται περεταίρω με αποτέλεσμα τη χαμηλή συγκράτηση της αποκατάστασης και την αναντιστοιχία των ψηφιακά σχεδιασμένων διαστάσεων της. Αλλοιώσεις στην εφαρμογή των αποκαταστάσεων προκύπτουν και από τη φθορά των εργαλείων κοπής. Η συχνή αλλαγή τους είναι απαραίτητη για την ορθή λειτουργία της μηχανής αυξάνοντας σημαντικά το λειτουργικό κόστος για το εργαστήριο.
- Οι πιθανές χρήσεις της CAD/CAM τεχνολογίας περιορίζονται από τις δυνατότητες του λογισμικού και των διαθέσιμων ψηφιακών σαρωτών.
- Πολλές τρέχουσες τεχνολογίες CAD/CAM εξακολουθούν να απαιτούν συμβατική εργαστηριακή επεξεργασία. Για παράδειγμα, οι σκελετοί ζιρκονίας που κατασκευάζονται με την CAD/CAM τεχνολογία σε κέντρα κοπής απαιτούν χειροκίνητη επικάλυψη με συμβατική πορσελάνη που χρησιμοποιείται από οδοντικούς τεχνολόγους προκειμένου το αισθητικό αποτέλεσμα να είναι εφάμιλλο των συμβατικών παραδοσιακών τεχνικών.

#### **vi. Δυνατότητες και μελλοντική κατεύθυνση της κοπής και της μηχανικής κατεργασίας**

Λαμβάνοντας υπόψη τα πλεονεκτήματα της μεθόδου κατασκευής της κοπής γίνεται κατανοητό ότι η χρήση αυτής της τεχνολογίας δίνει τη δυνατότητα δημιουργίας προσθετικών αποκαταστάσεων υψηλών προδιαγραφών. Με το κόστος των μονάδων κατασκευής να πέφτει, πολλά εργαστήρια και κλινικές αποκτούν CAD/CAM τεχνολογία (μηχανές κοπής) για την ταχύτερη κατασκευή οδοντιατρικών προσθετικών αποκαταστάσεων. Ωστόσο, αυτή η μέθοδος κατασκευής είναι πολύ δαπανηρή, καθώς αφαιρείται περισσότερο υλικό σε σύγκριση με αυτό που χρησιμοποιείται στο τελικό προϊόν. Περίπου το 90% ενός δίσκου υλικού αφαιρείται για τη δημιουργία της προσθετικής αποκατάστασης. Κατά συνέπεια, δημιουργείται η ανάγκη για μια σημαντική μετάβαση από την αφαιρετική μέθοδο κατασκευής σε αυτό που αναφέρεται ως προσθετική μέθοδος κατασκευής. Η χρήση

προσθετικών μεθόδων για την κατασκευή προσθετικών αποκαταστάσεων είναι περισσότερο συμφέρουσα, καθώς πολλά προβλήματα που σχετίζονται με το φρεζάρισμα μπορούν να ξεπεραστούν. Το κύριο πλεονέκτημα αυτής της μεθόδου κατασκευής είναι η δημιουργία μικρού πάχους λεπτομέρειών. Ωστόσο, η προσθετική κατασκευή είναι ανίκανη να παράγει προς το παρόν αποκαταστάσεις με ορισμένα υλικά, όπως η ζirkονία, τα υαλοκεραμικά και τα σύνθετα πολυμερή υλικά (Strub et al. 2006, Van Noort 2012).

## **vii. Υλικά**

Ευρεία κλίμακα υλικών μπορούν να χρησιμοποιηθούν από τις CAD/CAM μηχανές κοπής (ανάλογα με το σύστημα κοπής που χρησιμοποιείται) και τα υλικά αυτά προσφέρονται και πωλούνται σε μορφή δίσκων συμπαγούς υλικού. Μέταλλα όπως το τιτάνιο, κράματα τιτανίου και κράματα χρωμίου-κοβαλτίου μπορούν να χρησιμοποιηθούν από την CAD/CAM τεχνολογία ενώ κράματα ευγενών μετάλλων δεν χρησιμοποιούνται για λόγους κόστους. Οι ρητίνες μπορούν να φρεζαριστούν παράγοντας προπλάσματα κατάλληλα για τη συμβατική τεχνική της χύτευσης και μπορούν επίσης να χρησιμοποιηθούν για την κατασκευή στεφανών, και προσωρινών ακίνητων αποκαταστάσεων (στεφάνες, γέφυρες). Η πολυουρεθάνη χρησιμοποιείται για την κατασκευή ψηφιακά σχεδιασμένων εκμαγείων εργασίας. Κεραμικοί δίσκοι υλικού είναι διαθέσιμοι για την κατασκευή ενθέτων, στεφανών και όψεων και μπορούν να είναι μονοχρωματικοί ή πολυστρωματικοί. Μια τέτοια ομάδα κεραμικών είναι τα κεραμικά με βάση το διοξείδιο του πυριτίου, όπως τα διπυριτικό λίθιο, τα οποία παράγουν αποκαταστάσεις υψηλής αισθητικής, χάρη στην ημιδιαφάνεια τους που ομοιάζει εκείνη των φυσικών δοντιών, εξαλείφοντας πολλές φορές την ανάγκη προσθήκης αισθητικού υλικού επικάλυψης (πορσελάνη).

Μια άλλη ομάδα διαθέσιμων κεραμικών είναι οι κεραμικοί δίσκοι διήθησης, όπως η αλουμίνα ( $Al_2O_3$ ), η ζirkονία ( $Al_2O_3, ZrO_2$ ) και το spinell ( $MgAl_2O_4$ ). Ακόμη, το οξείδιο του αλουμινίου ( $Al_2O_3$ ) και το οξείδιο του ζirkονίου ( $ZrO_2$ , Y-TZP) φρεζάρονται στο στάδιο της προ-σύντηξης και στη συνέχεια ακολουθεί η σύντηξη τους με την οποία παρέχονται ανώτερες μηχανικές ιδιότητες, όπως υψηλή αντοχή και υψηλή ανθεκτικότητα, οι οποίες είναι εξαιρετικής σημασίας για την κατασκευή σκελετών για μονήρης στεφάνες και γέφυρες καθώς και για επιεμφυτευματικά κολοβώματα (Beuer et al. 2008, Alghazzawi 2016).

## **4.2.2 Αφαιρετική μέθοδος κατασκευής (κοπή) με λέιζερ**

### **i. Επισκόπηση της αφαιρετικής μεθόδου κατασκευής με λέιζερ**

Κοπή με λέιζερ ή φρεζάρισμα με λέιζερ καλείται η διαδικασία αφαίρεσης υλικού από μια στερεή επιφάνεια με τη χρήση μίας δέσμης λέιζερ. Το σύστημα φρεζαρίσματος με τη χρήση λέιζερ είναι παρόμοιο με τα παραδοσιακά συστήματα κοπής, αλλά χρησιμοποιεί μια δέσμη λέιζερ για την αφαίρεση του πλεονάζοντος υλικού αντί για κοπτικά εργαλεία. Η τεχνολογία αυτή είναι σχετικά νέα για την οδοντιατρική επιστήμη και εισήχθη σε αυτήν από την εταιρία Dental Wings Inc. μόλις το 2015. Η κοπή με λέιζερ μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την παραγωγή διαφόρων οδοντιατρικών αποκαταστάσεων, όπως στεφάνες, γέφυρες, ένθετα, επένθετα και όψεις, φρεζάροντας ένα δίσκο από κεραμικά, πολυμερή ή σύνθετα υλικά (Andreev et al. 2015).

### **ii. Διαδικασία κοπής με τη χρήση λέιζερ**

Η διαδικασία κατασκευής ενός τρισδιάστατου αντικειμένου με τη μέθοδο κοπής με τη χρήση δέσμης λέιζερ ξεκινά με το σχεδιασμό του τρισδιάστατου προπλάσματος στο σαρωμένο εκμαγείο εργασίας με τη χρήση του ειδικού λογισμικού σχεδίασης υποβοηθούμενο από υπολογιστή (CAD). Μετά τη μεταφόρτωση του αρχείου CAD, η μηχανή κοπής αφαιρεί υλικό από ένα δίσκο υλικού χρησιμοποιώντας εκατομμύρια παλμούς λέιζερ υψηλής έντασης μέχρι να ολοκληρωθεί το τελικό σχήμα. Κάθε παλμός λέιζερ αφαιρεί μια μικρή ποσότητα υλικού από το δίσκο εξατμίζοντας το πλεονάζον υλικό. Το μέγεθος της ακτίνας των παλμών του λέιζερ είναι πολύ μικρό καθιστώντας την ακρίβεια αυτής της μεθόδου κατασκευής υψηλότερη από οποιοδήποτε άλλο παραδοσιακό σύστημα κοπής. Τέλος, η προσθετική αποκατάσταση ολοκληρώνεται χωρίς την ανάγκη για δευτερεύοντα στάδια κρυστάλλωσης (Andreev et al. 2015).

### **iii. Πλεονεκτήματα της κοπής με λέιζερ**

- **Υψηλή ακρίβεια και ποιότητα**

Το σύστημα κοπής με λέιζερ είναι εξαιρετικά ακριβές και μπορεί να φρεζάρει στεφάνες με χαρακτηριστικά υψηλής ανάλυσης και εφαρμογής. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι η διάμετρος της δέσμης λέιζερ είναι μικρότερη από τη διάμετρο ακόμη και των μικρότερων κοπτικών εργαλείων των παραδοσιακών συστημάτων κοπής τουλάχιστον κατά δέκα φορές. Στη συσκευή της κοπής με λέιζερ είναι επίσης ενσωματωμένος ένας τρισδιάστατος σαρωτής υπεύθυνος για την επίτευξη ελέγχου ποιότητας κατά τη διάρκεια της διαδικασίας φρεζαρίσματος. Επιπλέον, η τεχνική αυτή μειώνει ορισμένα προβλήματα που

σχετίζονται με τα παραδοσιακά συστήματα κοπής, όπως το σπάσιμο των λεπτών ακμών (Andreev et al. 2015).

- **Κόστος-αποτελεσματικότητα**

Το αρχικό κόστος του εξοπλισμού της αφαιρετικής τεχνικής με τη χρήση δέσμης λέιζερ είναι υψηλό. Ωστόσο, το συνολικό κόστος του συστήματος είναι χαμηλότερο από τα παραδοσιακά συστήματα κοπής λόγω του χαμηλού λειτουργικού κόστους, δεδομένου ότι το σύστημα δεν χρησιμοποιεί κοπτικά εργαλεία, τα οποία πρέπει να αντικαθίστανται συχνά λόγω της θραύσης και της φθοράς τους. Το παραπάνω ισχύει και εξυπηρετεί το εργαστήριο εφόσον οι μονάδες παραγωγής του κυμαίνονται σε υψηλά επίπεδα (Andreev et al. 2015).

- **Υψηλή παραγωγικότητα**

Το σύστημα κοπής και κατεργασίας με τη χρήση λέιζερ είναι γρήγορο και συγκρίσιμο με τα παραδοσιακές μηχανές κοπής. Οι προσθετικές αποκαταστάσεις μπορούν να ολοκληρωθούν την ίδια ημέρα με τη χρήση αυτού του συστήματος. Επίσης, η μέθοδος κατασκευής αυτή επιτρέπει τη χρήση μεγάλης ποικιλίας αποκαταστατικών υλικών (Andreev et al. 2015).

#### **iv. Δυνατότητες και μελλοντική κατεύθυνση της κοπής με τη χρήση λέιζερ**

Αν και η τεχνολογία αυτή είναι σχετικά νέα, έχει τη δυνατότητα να εξελιχθεί σε μέθοδο εκλογής για την κατασκευή προσθετικών αποκαταστάσεων εξαιτίας των πλεονεκτημάτων της έναντι των προηγούμενων τεχνολογιών κοπής.

## **4.3 Προσθετική Μέθοδος Κατασκευής**

### **4.3.1 3D εκτύπωση**

#### **I. Εισαγωγή στην 3D εκτύπωση**

Με τον όρο τρισδιάστατη εκτύπωση περιγράφεται μία μέθοδος προσθετικής κατασκευής που παράγει τρισδιάστατα αντικείμενα αναπαράγοντας ένα μοτίβο δόμησης στρώμα προς στρώμα, τοποθετώντας διαδοχικά στρώματα υλικού μέχρι να σχηματιστεί το τελικό αντικείμενο. Οι τεχνολογίες τρισδιάστατης εκτύπωσης εξελίσσονται γρήγορα και στις μέρες μας βρίσκουν εφαρμογή σε πολλούς τομείς από την αεροδιαστημική, τις τέχνες και την αυτοκινητοβιομηχανία, έως τη μηχανική, την αρχιτεκτονική και την ιατρική. Η πρώτη

τεχνολογία τρισδιάστατης εκτύπωσης αναπτύχθηκε τη δεκαετία του 1980 και η πρώτη χρήση της τεχνολογίας της τρισδιάστατης εκτύπωσης για τη θεραπεία ασθενών πραγματοποιήθηκε στα τέλη της δεκαετίας του 1990. Ωστόσο, η τρισδιάστατη εκτύπωση και η εφαρμογή της στην οδοντιατρική και κατ' επέκταση στην οδοντική τεχνολογία είναι σχετικά νέα (Van Noort 2012, Dawood et al. 2015).

## **II. Εφαρμογές της 3D εκτύπωσης στην οδοντιατρική**

Η τρισδιάστατη εκτύπωση μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε μεγάλο αριθμό οδοντιατρικών εφαρμογών είτε άμεσα με την εκτύπωση του τελικού αντικειμένου σε ρητίνη ή μέταλλο είτε έμμεσα με την εκτύπωση κέρινων ή προπλασμάτων ρητίνης για την επακόλουθη διαδικασία της χύτευσης. Οι άμεσες εφαρμογές της τεχνολογίας της τρισδιάστατης εκτύπωσης στην οδοντιατρική περιλαμβάνουν την κατασκευή ατομικών δισκαρίων, προσωρινών ή μόνιμων στεφανών, γεφυρών και σκελετών μερικών οδοντοστοιχιών. Ακόμη, διάφορα ορθοδοντικά προϊόντα μπορούν να κατασκευαστούν με τη χρήση της τρισδιάστατης εκτύπωσης όπως ορθοδοντικά εκμαγεία εργασίας, διαφανείς συγκρατητήρες ευθυγράμμισης, νάρθηκες σύγκλεισης και νάρθηκες βρυγμού. Εφαρμογές της 3D εκτύπωσης συναντάμε ακόμη στη γναθοπροσωπική χειρουργική και στην επιεμφυτευματική προσθετική προσφέροντας τη δυνατότητα κατασκευής χειρουργικών ναρθήκων και γναθοπροσωπικών προσθέσεων. Οι έμμεσες εφαρμογές της τρισδιάστατης εκτύπωσης στην οδοντική τεχνολογία περιλαμβάνουν την κατασκευή προπλασμάτων από κερί ή ρητίνη προκειμένου να ακολουθήσει η συμβατική τεχνική της χύτευσης για τη δημιουργία μονήρων στεφανών ή γεφυρών, σκελετών μερικών οδοντοστοιχιών και ολικών οδοντοστοιχιών (Azari and Nikzad 2009, Ventola 2014, Dawood et al. 2015, Stansbury and Idacavage 2016).

## **III. Διαδικασία κατασκευής της 3D τεχνολογίας εκτύπωσης**

Η διαδικασία της τρισδιάστατης εκτύπωσης μπορεί να διαφέρει ανάλογα με την χρησιμοποιούμενη τεχνική, αλλά πάντα διέπεται από μία συγκεκριμένη αλληλουχία ενεργειών. Ένα τρισδιάστατο αντικείμενο δημιουργείται από δεδομένα που συλλέγονται με ένα τρισδιάστατο σαρωτή. Το αντικείμενο που προκύπτει και πρόκειται να εκτυπωθεί σχεδιάζεται στο ειδικό λογισμικό σχεδίασης με τη βοήθεια υπολογιστή (CAD) και στη συνέχεια χρησιμοποιώντας ένα άλλο λογισμικό CAD προστίθενται στηρίγματα και το τελικό

πρόπλασμα διαιρείται σε πολλά λεπτά στρώματα. Στη συνέχεια, το τρισδιάστατο αντικείμενο εκτυπώνεται, και σε ορισμένες τρισδιάστατες τεχνολογίες εκτύπωσης είναι απαραίτητη η μεταγενέστερη επεξεργασία του, όπως η αφαίρεση των στηριγμάτων, η θερμική επεξεργασία, ο καθαρισμός, η λείανση και η στίλβωση (Van Noort 2012, Dawood et al. 2015, Stansbury and Idacavage 2016).

### **4.3.2 Τεχνολογίες τρισδιάστατης εκτύπωσης**

Υπάρχει ένας αρκετά ευρύς αριθμός τεχνολογιών τρισδιάστατης εκτύπωσης κατάλληλος για οδοντιατρικές εφαρμογές. Σε αυτές περιλαμβάνεται η στερεολιθογραφία (SLA), η ψηφιακή προβολή φωτός (DLP), η πολυπροβολή ή multi προβολή, η εκτύπωση με μελάνι, η μοντελοποίηση συντηγμένης εναπόθεσης (FDM) και η σύντηξη σε στρώματα σκόνης (PBF). Οι κύριες διαφορές μεταξύ αυτών των τεχνικών έγκεινται στα υλικά που χρησιμοποιούνται και στον τρόπο εναπόθεσης των στρωμάτων για τη δημιουργία του τρισδιάστατου αντικειμένου. Οι τεχνολογίες τρισδιάστατης εκτύπωσης μπορούν να ταξινομηθούν σε τρεις κύριες κατηγορίες ανάλογα με τη μορφή του υλικού που χρησιμοποιείται: σε υγρής βάσης, σε στέρεης βάσης και σε αυτές που έχουν ως βάση τη σκόνη. Κάθε τεχνική έχει τα δικά της πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα όσον αφορά την ακρίβεια, την ταχύτητα, το κόστος του εξοπλισμού, την επιλογή και το κόστος των υλικών και τις χρωματικές τους δυνατότητες. Παρακάτω παρατίθενται οι βασικοί τύποι της τεχνολογίας τρισδιάστατης εκτύπωσης καθώς και η διαδικασία παραγωγής, τα χαρακτηριστικά των χρησιμοποιούμενων υλικών και οι εφαρμογές τους στην επιστήμη της οδοντικής τεχνολογίας (Liu et al. 2006, Van Noort 2012, Dawood et al. 2015, Barazanchi et al. 2017).

#### **i. Στερεολιθογραφία (SLA)**

Η στερεολιθογραφία (SLA) είναι μια διαδικασία φωτοπολυμερισμού στην οποία παράγονται στερεά μέρη σε μεγάλο αριθμό στρώσεων από ένα υλικό υγρής βάσης χρησιμοποιώντας υπεριώδες φως ή λέιζερ για τη στερεοποίηση των υλικών. Η πρώτη εμφάνιση της SLA τεχνολογίας τοποθετείται στο μακρινό 1986, αναπτύχθηκε από την εταιρία 3D systems και θεωρείται το πρώτο εμπορικά διαθέσιμο σύστημα τρισδιάστατης εκτύπωσης. Τα συστήματα SLA αποτελούνται από ένα λουτρό φωτοευαίσθητου υγρού πολυμερούς-μονομερούς, ένα υπεριώδες φως ή λέιζερ και μια πλατφόρμα κατασκευής. Τα αντικείμενα κατασκευάζονται χρησιμοποιώντας ένα πολυστρωματικό μοτίβο (50-200 μm σε κάθε στρώμα), το υπεριώδες φως στερεοποιεί ένα λεπτό στρώμα του πολυμερούς σε

συγκεκριμένες περιοχές που ορίζονται από τα δεδομένα σχεδίασης CAD, και στη συνέχεια η πλατφόρμα χαμηλώνει ή ανυψώνεται ανάλογα με την τεχνολογία για το επόμενο στρώμα, ενώ το υπεριώδες φως στερεοποιεί το επόμενο στρώμα με το προηγούμενο. Η διαδικασία συνεχίζεται μέχρι την πλήρωση του αντικειμένου. Στη συνέχεια, το αντικείμενο απομακρύνεται από το λουτρό.

Το τελικό αντικείμενο υπόκειται σε επιπλέον επεξεργασία που συμπεριλαμβάνει την αφαίρεση της δομής στήριξης, τον περεταίρω πολυμερισμό του είτε με τη χρήση υπεριώδους φωτός είτε με λέιζερ και την επεξεργασία της επιφάνειάς του με σειρά υλικών προκειμένου να βελτιωθούν η επιφανειακή του δομή, το χρώμα και η επιφανειακή τραχύτητα. Μια άλλη προσέγγιση της SLA τεχνολογίας είναι η ψηφιακή προβολή φωτός (DLP) που είναι παρόμοια με την SLA τεχνολογία, αλλά το αντικείμενο κατασκευάζεται ανάποδα με διαφορετική πηγή φωτός. Η DLP χρησιμοποιεί μια πηγή φωτός προβολής που εφαρμόζεται σε ολόκληρη την επιφάνεια του λουτρού ρητίνης φωτοπολυμερούς. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα χαμηλότερο κόστος λειτουργίας και ταχύτερη επεξεργασία σε σύγκριση με την SLA τεχνολογία (Azari and Nikzad 2009, Schubert et al. 2014).

Η ακρίβεια της SLA τεχνολογίας είναι ανώτερη από άλλες τεχνικές τρισδιάστατης εκτύπωσης και μπορεί να εκτυπώσει πολύπλοκες γεωμετρίες με λεπτές λεπτομέρειες. Με την SLA τεχνολογία μπορεί να επιτευχθεί ακρίβεια διαστάσεων 5μm στον άξονα X-/Y και 10 μm στον άξονα Z. Ωστόσο, αυτό επηρεάζεται από πολλές συνθήκες, όπως οι παράμετροι του υπεριώδους φωτός (μήκος κύματος, ισχύς και χρόνος έκθεσης), το πάχος του στρώματος και το μέγεθος του βήματος. Επίσης, η ακρίβεια εξαρτάται από τη θέση του αντικειμένου στην πλατφόρμα κατασκευής με την ακρίβεια να παρουσιάζεται υψηλότερη στο κέντρο παρά στην περιφέρεια της πλατφόρμας κατασκευής. Ένας περιορισμός αυτής της τεχνολογίας είναι ότι απαιτεί δομές στήριξης για την επεξεργασία των αντικειμένων, γεγονός που αυξάνει τον χρόνο παραγωγής και καταναλώνει πρόσθετο υλικό. Επιπλέον, η SLA παράγει χαμηλής σκληρότητας αντικείμενα με περιορισμένη μηχανική αντοχή. Τυπικά οδοντιατρικά υλικά που χρησιμοποιούνται από την τεχνολογία SLA είναι η ακρυλική ρητίνη, η σιλικόνη και οι εποξικές ουσίες. Τα υλικά αυτά διατίθενται σε διάφορα χρώματα και παρουσιάζουν διαφορετικές μηχανικές και φυσικές ιδιότητες (Totu et al. 2017, Osman et al. 2017, Touri et al. 2019).

Η κύρια εφαρμογή της SLA τεχνολογίας στην οδοντική τεχνολογία είναι η κατασκευή εκμαγείων εργασίας, χειρουργικών οδηγών και ατομικών δισκαρίων. Εκμαγεία εργασίας ψηφιακής σχεδίασης που προορίζονται για το σχεδιασμό της θεραπείας ή για εκπαιδευτικούς σκοπούς μπορούν πλέον να παραχθούν με την τεχνολογία SLA. Χειρουργικοί οδηγοί που



βοηθούν στην τοποθέτηση οδοντικών εμφυτευμάτων παράγονται με τη βοήθεια της τεχνολογίας αυτής αντίστοιχα. Επιπλέον, ατομικά δισκάρια, προσωρινές στεφάνες και γέφυρες και προπλάσματα κατάλληλα για τη παραδοσιακή συμβατική διαδικασία της χύτευσης παράγονται με αυτή την τεχνολογία. Ακόμη ολικές οδοντοστοιχίες έχουν κατασκευαστεί με επιτυχία με την τεχνολογία SLA χρησιμοποιώντας πολυ(μεθακρυλικό μεθύλιο) (PMMA) με νανοσωματίδια TiO<sub>2</sub> (Dehurtevent et al. 2017, Revilla-León and Özcan 2019).

## ii. Polyjet or Multijet Εκτύπωση

Η εκτύπωση polyjet ή multijet (PJP ή MJP) είναι ένας τύπος τρισδιάστατης εκτύπωσης, ο οποίος είναι παρόμοιος με τη δισδιάστατη εκτύπωση inkjet, αλλά δημιουργεί το αντικείμενο σε πολλαπλές στρώσεις. Αυτή η τεχνολογία μπορεί επίσης να αναφέρεται ως εκτόξευση φωτοπολυμερούς. Με τη μέθοδο αυτή, σταγονίδια φωτοπολυμερούς εκτοξεύονται σε μια επιφάνεια και στη συνέχεια στερεοποιούνται χρησιμοποιώντας υπεριώδες φως (Σχ. 4. 8). Σε κάθε στρώση, τα φωτοπολυμερή υλικά υγρής βάσης εφαρμόζονται μόνο στην επιθυμητή περιοχή και στερεοποιούνται με τις προηγούμενες στρώσεις από το υπεριώδες φως. Αυτή η τεχνική μπορεί να συνδυάσει πολλά χρώματα και υλικά σε μια εκτύπωση. Αυτό είναι ένα σημαντικό χαρακτηριστικό αυτής της τεχνολογίας, για παράδειγμα, μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την εκτύπωση ενός νάρθηκα βρυγμού με σκληρά και μαλακά μέρη και με διαφορετικά χρώματα. Η τεχνολογία αυτή μπορεί να εκτυπώσει αντικείμενα με πολύπλοκη γεωμετρία, καθώς είναι δυνατή η εκτύπωση αντικειμένων με λεπτές λεπτομέρειες και ακρίβεια διαστάσεων που φτάνει τα 16 μm. Ένα άλλο πλεονέκτημα αυτής της τεχνολογίας είναι η δυνατότητα χρήσης άλλων υλικών όπως κερί ή τζελ για τη δομή στήριξης με την αφαίρεση από το τελικό αντικείμενο να γίνεται ευκολότερη (Van Noort 2012, Dawood et al. 2015).

Για την εκτύπωση αντικειμένων με την τεχνολογία polyjet ή multijet μπορούν να χρησιμοποιηθούν διάφορα υλικά, όπως κεριά, ρητίνες και σιλκόνη. Οι τεχνολογίες εκτόξευσης υλικών περιορίζονται στην οδοντιατρική λόγω του υψηλού κόστους τους σε σύγκριση με άλλες λιγότερο δαπανηρές τεχνολογίες τρισδιάστατης εκτύπωσης, όπως την SLA. Αυτή η τεχνολογία τρισδιάστατης εκτύπωσης μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε μια σειρά οδοντιατρικών εφαρμογών, όπως η κατασκευή εκμαγείων εργασίας, ατομικών διασκαριών, χειρουργικών οδηγών, προσωρινών προσθέσεων, ναρθήκων βρυγμού και ορθοδοντικών συσκευών (Stansbury and Idacavage 2016, Shaheen et al. 2017).

### **iii. Inkjet Τεχνολογία εκτύπωσης**

Η τρισδιάστατη εκτύπωση με μελάνι ή αλλιώς η διαδικασία εκτόξευσης συνδεδετικού υλικού είναι μια διαδικασία τρισδιάστατης εκτύπωσης κατά την οποία χρησιμοποιείται ένας εκτοξευτήρας μελάνης για την εκτόξευση μικρών σταγόνων μελάνης συνδεδετικού υγρού υλικού προς ένα υπόστρωμα σκόνης (γύψος, κεραμικό ή ρητίνες) για τη δημιουργία ενός ψηφιακά σχεδιασμένου αντικειμένου στρώμα προς στρώμα. Ο όρος τρισδιάστατη εκτύπωση εισήχθη μετά την εκτύπωση με εκτοξευτή μελάνης και στη συνέχεια χρησιμοποιήθηκε για όλες τις μεθόδους προσθετικής κατασκευής. Η διαδικασία της εκτύπωσης με εκτόξευση μελάνης ξεκινά με την εξάπλωση ενός λεπτού στρώματος σκόνης του υποστρώματος σε όλη την πλατφόρμα δέσμευσης υλικού και στη συνέχεια ένα υγρό-δεσμευτικό υλικό εφαρμόζεται πάνω από τη σκόνη συνδέοντας μεταξύ τους τα εκτεθειμένα σωματίδια αφήνοντας τα μη εκτεθειμένα σωματίδια χαλαρά. Η διαδικασία αυτή επαναλαμβάνεται σε κάθε στρώμα μέχρι να σχηματιστεί το τελικό αντικείμενο. Τέλος, εφαρμόζεται θερμική επεξεργασία και οι μη δεσμευμένες σκόνες απομακρύνονται από την πλατφόρμα κατασκευής. Μπορούν να χρησιμοποιηθούν διαφορετικά χρώματα του υγρού-δεσμευτικού υλικού για την εκτύπωση αντικειμένων πολλαπλών χρωμάτων. Το πιο συνηθισμένο υλικό για αυτή την τεχνολογία είναι η γύψος. Η εκτύπωση με μελάνι παράγει εκτύπωση χαμηλότερης ανάλυσης με επιτεύξιμη ακρίβεια διαστάσεων τα  $\pm 127 \mu\text{m}$ , η οποία δεν είναι ιδανική για οδοντιατρικές εφαρμογές, αλλά μπορεί να χρησιμοποιηθεί για εκμαγεία εργασίας και διαγνωστικά εκμαγεία για ορθοδοντική θεραπεία (Liu et al. 2006, Azari and Nikzad 2009, Stansbury and Idacavage 2016).

### **iv. Σύντηξη σε στρώμα σκόνης**

Η σύντηξη σε στρώμα σκόνης (PBF), όπως η πυροσυσσωμάτωση με λέιζερ και η τήξη με λέιζερ, είναι μια τεχνολογία προσθετικής κατασκευής που χρησιμοποιείται για την κατασκευή τρισδιάστατων αντικειμένων σε μοτίβο δόμησης στρώμα προς στρώμα με τη χρήση λέιζερ υψηλής ισχύος που λιώνει ή συντήκει διαδοχικά στρώματα συμπιεσμένης σκόνης. Για την επεξεργασία του πρώτου στρώματος ενός αντικειμένου με την τεχνολογία τήξης λέιζερ, οι μεταλλικές σκόνες απλώνονται σε μια πλατφόρμα παραγωγής σε έναν αντιπεριστρεφόμενο κύλινδρο. Στη συνέχεια, μια δέσμη λέιζερ εστιάζεται σε μια περιοχή που ορίζεται από το αρχείο δεδομένων CAD για τη σύντηξη των σκονών σε αυτή την περιοχή, ενώ οι υπόλοιπες σκόνες παραμένουν μη συντηγμένες. Για κάθε επόμενη στρώση,

η πλατφόρμα παραγωγής χαμηλώνει σε ύψος μίας στρώσης, μια νέα στρώση σκόνης εφαρμόζεται και πάλι πάνω στην προηγούμενη και το λέιζερ συντήκει την καινούρια με την προηγούμενη στρώση σκόνης. Η διαδικασία αυτή επαναλαμβάνεται μέχρι να διαμορφωθεί το τελικό επιθυμητό σχήμα (Venkatesh and Nandini 2013, Koutsoukis et al. 2015).

#### **v. Μοντελοποίηση συντηγμένης εναπόθεσης (FDM)**

Η μοντελοποίηση με τη μέθοδο FDM (Fused deposition modeling) είναι μια τεχνική που κατασκευάζει ένα αντικείμενο με την τοποθέτηση ενός νήματος θερμοπλαστικού υλικού πάνω σε μια πλατφόρμα κατασκευής μέσω ενός θερμαινόμενου ακροφυσίου. Η τεχνική αυτή αναπτύχθηκε στις αρχές της δεκαετίας του 1990 από την εταιρία Stratasys. Το τρισδιάστατο αντικείμενο κατασκευάζεται από κάτω προς τα πάνω, ένα στρώμα τη φορά. Η κίνηση του ακροφυσίου κατευθύνεται από το λογισμικό CAM και μπορεί να μετακινηθεί τόσο σε οριζόντια όσο και σε κατακόρυφη κατεύθυνση. Το θερμοπλαστικό υλικό λιώνει εν μέρει στο ακροφύσιο και κατά την εναπόθεση στη βάση δόμησης στερεοποιείται αμέσως εντός 0,1 sec. Η διαδικασία εναπόθεσης συνεχίζεται για τα επόμενα στρώματα μέχρι να σχηματιστεί πλήρως το τελικό αντικείμενο. Τα στρώματα των εναποτιθέμενων υλικών μπορούν να συγκολληθούν μεταξύ τους με τη χρήση χημικών παραγόντων ή με τον έλεγχο της θερμοκρασίας (Schubert et al. 2014, Barazanchi et al. 2017).

Η ακρίβεια διαστάσεων της FDM τεχνολογίας είναι χαμηλότερη από άλλες τεχνικές τρισδιάστατης εκτύπωσης, όπως η SLA τεχνολογία. Η μέση ακρίβεια της FDM είναι περίπου  $\pm 127$   $\mu\text{m}$ . Η ακρίβεια της FDM τεχνολογίας εξαρτάται από την ταχύτητα εναπόθεσης, τη ροή του υλικού, τη διάμετρο του ακροφυσίου, και το μέγεθος κάθε στρώματος. Ένα πλεονέκτημα της FDM είναι ότι δεν απαιτείται μεταγενέστερη επεξεργασία. Ωστόσο, η χαμηλή ακρίβεια, η αργή ταχύτητα και η χαμηλή ποιότητα επιφάνειας, είναι τα κύρια μειονεκτήματα αυτής της τεχνικής. Η FDM περιορίζεται σε θερμοπλαστικά υλικά για την κατασκευή πολύπλοκων σχημάτων και γεωμετρίας. Διάφορα θερμοπλαστικά υλικά είναι διαθέσιμα για την τεχνολογία αυτή, όπως κεριά, PLA (πολυγαλακτικό οξύ), πολυκαρβονικά, ABS (ακρυλονιτρίλιο βουταδιένιο στυρένιο), PCL (πολυκαπρολακτόνη) και PPSF (πολυφαινολοσουλφόνη). Το PLA είναι το πλέον κατάλληλο για χρήση σε οδοντιατρικές εφαρμογές, καθώς είναι πιο βιοσυμβατό από το ABS. Επιπλέον, ο αριθμός των επιλογών νήματος FDM αυξάνεται κάθε χρόνο. Οι ιδανικές οδοντιατρικές εφαρμογές για το FDM είναι τα ατομικά δισκάρια, οι χειρουργικοί οδηγοί και τα κέρινα προπλάσματα για την

επακόλουθη διαδικασία χύτευσης ή πολυμερισμού (Liu et al. 2006, Azari and Nikzad 2009, Deng et al. 2017).

#### **vi. Επιλεκτική τήξη με δέσμη ηλεκτρονίων (SEBM)**

Η SEBM (Selective Electron Beam Melting) είναι παρόμοια με την τεχνολογία πυροσυσσωμάτωσης με λέιζερ και την τήξη με λέιζερ, με τη διαφορά ότι η επεξεργασία γίνεται σε υψηλό κενό αέρος και με μια δέσμη ηλεκτρονίων ως πηγή θερμότητας για την πλήρη τήξη της μεταλλικής σκόνης. Μια άλλη προσέγγιση της SEBM τεχνολογίας είναι η χρήση δέσμης ηλεκτρονίων για την τήξη σύρματος μετάλλου πάνω σε μια επιφάνεια για τη κατασκευή ενός αντικειμένου, τεχνική παρόμοια με την προαναφερθείσα τεχνολογία FDM αλλά με μέταλλο αντί για πλαστικό. Ένα βασικό πλεονέκτημα της τεχνολογίας αυτής είναι η δυνατότητα παραγωγής πορωδών αντικειμένων από διάφορα κράματα, όπως το χρωμιοκοβάλτιο (CrCo) και το τιτάνιο (Ti). Η τεχνολογία αυτή μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την παραγωγή εξατομικευμένων εμφυτευμάτων. Η ακρίβεια διαστάσεων της SEBM τεχνολογίας, μπορεί να φτάσει περίπου τα  $\pm 20-50 \mu\text{m}$  (Van Noort 2012, Revilla Leon et al. 2017).

#### **vii. Υλικά**

Με την τεχνολογία της τρισδιάστατης εκτύπωσης μπορούν να εκτυπωθούν διάφορα υλικά, όπως πολυμερή υλικά, μέταλλα, κεραμικά και σύνθετα υλικά. Οι τρισδιάστατοι εκτυπωτές στην οδοντιατρική χρησιμοποιούν κυρίως πολυμερή υλικά, όπως πολυπροπυλένιο, πολυουρεθάνη, ABS (ακρυλονιτρίλιο-βουταδιένιο-στυρένιο), PPSF (πολυφαινυλοσουλφόνη), νάιλον, πυρίτιο, πολυστυρένιο, πολυγαλακτικό οξύ, πολυκαρβονικά και πολυκαπρολακτόνη. Ορισμένες τεχνικές επιτρέπουν τη χρήση κεραμικών υλικών, όπως κεραμικά αλουμίνας και ζirkονίας, ενώ άλλες τεχνολογίες μπορούν να χρησιμοποιήσουν μέταλλα ως υλικά εκτύπωσης, όπως ανοξείδωτο ατσάλι, χρωμιοκοβάλτιο και τιτάνιο (Azari and Nikzad 2009, Dawood et al. 2015).

### **4.3.3 Πλεονεκτήματα και περιορισμοί της τρισδιάστατης εκτύπωσης**

Υπάρχουν ορισμένα πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα που σχετίζονται με κάθε τεχνική τρισδιάστατης εκτύπωσης αναφορικά με την ακρίβεια, το κόστος, την αντοχή, την ταχύτητα, τη διαθεσιμότητα και την επιλογή των υλικών. Γενικά, η τεχνολογία τρισδιάστατης εκτύπωσης υπερτερεί σε κόστος και σε ταχύτητα συγκριτικά με τις παραδοσιακές μεθόδους και τα συστήματα κοπής. Τα πλεονεκτήματα και οι περιορισμοί αυτής της τεχνολογίας συνοψίζονται στον παρακάτω πίνακα (2). Είναι σημαντικό να γνωρίζουμε ότι οι τεχνολογίες τρισδιάστατης εκτύπωσης εξελίσσονται με μεγάλη ταχύτητα, γεγονός που μπορεί να βελτιώσει την ποιότητά τους και να εξαλείψει τους περιορισμούς τους.

Technique	Materials		Advantages	Disadvantages	Dental applications
	Form	Type			
SLA	Liquid	Polymers, PLLA, PEG-DMA, PPF, PTMC, PMMA; ceramics, PLGA/TCP, alumina	High accuracy, smooth surface, high density, low-cost materials	High-cost technology, limited strength. requires support structures, and requires post-processing treatment	Dental models, surgical guides, custom trays, temporary crown and bridge, prosthesis pattern, maxillofacial prosthesis, orthodontic prosthesis, and bone
Polyjet/multijet	Liquid	Waxes, resins, and silicone	High accuracy, variety of materials and colors, average-cost technology	High-cost materials	Dental models, custom trays, surgical guides, temporary prosthesis, mouth guards, and orthodontic appliances
Inkjet	Powder	Plaster of Paris and ceramic suspension	Low cost, and variety of materials and colors	Low accuracy, low strength, and rough surfaces	Dental models, ceramic dental restoration, bone graft materials
PBS	Powder	Metals: cobalt-chromium and titanium; ceramic; polymers	High accuracy, good strength, high productivity, low-cost materials	High-cost technology, rough surface and post-processing required	PRDP framework, crowns and bridge, and PFM coping, customized dental implants
FDM	Filament	Polymers: PLA, PC, ABS, PCL, PPSU, and waxes	Low cost, good strength, and variety of materials and colors	Low accuracy and density, rough surfaces, and limited to thermoplastic materials	Custom trays, surgical guides, and prosthesis patterns
SEBM	Powder/filament	Metals: cobalt-chromium and titanium	Good strength, low-cost materials	High-cost technology, average accuracy and rough surface	Customized dental implants

Πίνακας 2. Υλικά κατασκευής ,πλεονεκτήματα/περιορισμοί και εφαρμογές της 3D εκτύπωσης στην οδοντική τεχνολογία (Alageel et al. 2019).

#### **4.3.4 Δυνατότητες και μελλοντική κατεύθυνση της τεχνολογίας τρισδιάστατης εκτύπωσης**

Η προσβασιμότητα αναφορικά με την δυνατότητα απόκτησης τρισδιάστατων εκτυπωτών έχει αυξηθεί δραματικά την τελευταία δεκαετία. Σήμερα, υπάρχουν περισσότερες από 300 εταιρείες που πωλούν τρισδιάστατους εκτυπωτές για γενική χρήση και ορισμένοι τρισδιάστατοι εκτυπωτές κοστίζουν ήδη λιγότερο από 1000 δολάρια. Πράγματι, η αγορά τρισδιάστατης εκτύπωσης έχει αυξηθεί περισσότερο από 33% τα τελευταία χρόνια με την αξία της να εκτιμάται σε 4,1 δισεκατομμύρια δολάρια το 2014. Τα επόμενα χρόνια, η αγορά τρισδιάστατης εκτύπωσης αναμένεται να αυξηθεί σε πάνω από 8,9 δισεκατομμύρια δολάρια, με τις ιατρικές και οδοντιατρικές εφαρμογές να αποτελούν το 21% αυτής της αγοράς (Ventola 2014, Weller et al. 2015, Stansbury and Idacavage 2016).

#### **4.3.5 Τήξη με λέιζερ τεχνολογία**

##### **i. Επισκόπηση της τεχνολογίας τήξης με λέιζερ**

Η τήξη με λέιζερ (Laser Melting) είναι μια τεχνολογία προσθετικής κατασκευής που χρησιμοποιείται για την επεξεργασία και δημιουργία τρισδιάστατων αντικειμένων με μοτίβο κατασκευής στρώμα προς στρώμα με τη χρήση λέιζερ υψηλής ισχύος που λιώνει ή συντήκει διαδοχικά στρώματα συμπιεσμένης σκόνης. Η τήξη με λέιζερ περιλαμβάνει διάφορες τεχνολογίες, όπως η τήξη με λέιζερ, η επιλεκτική τήξη με λέιζερ (SLM), η επιλεκτική πυροσυσσωμάτωση με λέιζερ (SLS) ή η άμεση πυροσυσσωμάτωση με λέιζερ μετάλλων (DMLS). Αυτές οι τεχνολογίες αναφέρονται γενικά ως σύντηξη σε στρώμα σκόνης (PBF). Όλες αυτές οι τεχνολογίες βασίζονται στην ίδια ιδέα, αλλά παρουσιάζουν κάποιες διαφορές στη διαδικασία παραγωγής ή στα υλικά που χρησιμοποιούνται. Η επιλεκτική πυροσυσσωμάτωση με λέιζερ (SLS) περιλαμβάνει μερική επιφανειακή τήξη των σωματιδίων σκόνης και αναπτύχθηκε αρχικά και κατοχυρώθηκε με δίπλωμα ευρεσιτεχνίας στα μέσα της δεκαετίας του 1980 για την επεξεργασία θερμοπλαστικών πολυμερών. Το πρώτο τρισδιάστατο εκτυπωμένο μεταλλικό αντικείμενο κατασκευάστηκε το 1990 και η μέθοδος αυτή κατοχυρώθηκε με δίπλωμα ευρεσιτεχνίας ως επιλεκτική πυροσυσσωμάτωση με λέιζερ (SLS). Με την ανάπτυξη ισχυρών λέιζερ υψηλής ποιότητας, οι τεχνολογίες επιλεκτικής τήξης με λέιζερ (SLM) και άμεσης πυροσυσσωμάτωσης μετάλλων με λέιζερ (DMLS) εισήχθησαν το 1995 για την επεξεργασία μετάλλων (Venkatesh and Nandini 2013, Koutsoukis et al. 2015). Η πρώτη μηχανή για την επεξεργασία μετάλλων με SLM κυκλοφόρησε το 1995 από την εταιρία EOS GmbH. Η SLM τεχνολογία περιλαμβάνει πλήρη

τήξη των σωματιδίων σκόνης, ενώ η DMLS περιλαμβάνει τόσο πλήρη όσο και μερική τήξη των σωματιδίων σκόνης.

Η τήξη με δέσμη ηλεκτρονίων (EBM) είναι μια άλλη τεχνολογία PBF που αναπτύχθηκε από την Arcam το 2000. Η EBM (electron beam melting) είναι παρόμοια με την SLS και την SLM τεχνολογία, αλλά η επεξεργασία γίνεται σε υψηλό κενό αέρος, σε θερμό στρώμα σκόνης και με δέσμη ηλεκτρονίων ως πηγή θερμότητας για την πλήρη τήξη της μεταλλικής σκόνης. Οι μηχανές SLS παρασκευάζουν συνήθως πορώδη και μικρότερης αντοχής αντικείμενα, ενώ οι DMLS και SLM μπορούν να παράγουν ισχυρά και πυκνά αντικείμενα. Η SLS χρησιμοποιείται για την επεξεργασία πολυμερών και κεραμικών, ενώ η SLM και η DMLS χρησιμοποιούνται για την επεξεργασία μετάλλων (Alageel et al. 2019).

Η τεχνολογία τήξης με λέιζερ περιλαμβάνει την τήξη υλικού που βρίσκεται σε μορφή σκόνης με της χρήση δέσμης λέιζερ. Αρχικά, η πλατφόρμα κατασκευής της μηχανής τήξης με λέιζερ θερμαίνεται σε θερμοκρασία περίπου 200 °C και διατηρείται σε αυτή τη θερμοκρασία κατά τη διάρκεια της διαδικασίας. Στη συνέχεια, η δέσμη λέιζερ εστιάζεται στην στρώση σκόνης για να προσδώσει ενέργεια στη σκόνη μέσω φωτονίων και να λιώσει τη μεταλλική σκόνη σε θερμοκρασία μεταξύ 500 και 1000 °C. Διάφορες παράμετροι του λέιζερ, όπως η πηγή του λέιζερ, η ισχύς του λέιζερ και το μήκος κύματος, μπορούν να ρυθμιστούν ώστε να επιτευχθεί η βέλτιστη τήξη της σκόνης (Mazzoli 2013, Sames et al. 2016).

Η ισχύς του λέιζερ, η ταχύτητα σάρωσης, η διάστημα μεταξύ των στρώσεων και το πάχος του στρώματος είναι σημαντικές παράμετροι που μπορούν να επηρεάσουν τη διαδικασία τήξης σκόνης. Για παράδειγμα, η χαμηλή ισχύς του λέιζερ, η υψηλή ταχύτητα σάρωσης και το μεγάλο πάχος στρώματος μπορεί να οδηγήσουν σε ανεπαρκή ενέργεια για την τήξη της σκόνης. Ενώ, η υψηλή ισχύς λέιζερ και η χαμηλή ταχύτητα σάρωσης θα μπορούσαν να οδηγήσουν σε εξάτμιση των λιωμένων υλικών. Επομένως, ο κατάλληλος συνδυασμός των παραμέτρων είναι απαραίτητος για την επεξεργασία ενός επιτυχημένου αντικειμένου με αυτή την τεχνολογία. Επίσης, η λάθος απόσταση μεταξύ των στρωμάτων της λειωμένης σκόνης μπορεί να οδηγήσει σε πορώδες στο επεξεργασμένο αντικείμενο, επειδή οι γειτονικές γραμμές τήξης δεν συγχωνεύονται μεταξύ τους. Επομένως, ο κατάλληλος συνδυασμός αυτών των παραμέτρων είναι ζωτικής σημασίας για την επεξεργασία ενός επιτυχημένου αντικειμένου (Wang et al. 2002, Hollander et al. 2006, Alageel et al. 2019),

## **ii. Οδοντιατρικές εφαρμογές της τεχνολογίας τήξης με λέιζερ**

Η τεχνολογία τήξης με λέιζερ στην οδοντιατρική συνδέεται σήμερα με την επεξεργασία μετάλλων, καθώς άλλα υλικά όπως πολυμερή, κεραμικά και σύνθετα υλικά παράγονται πιο αποτελεσματικά με άλλες τεχνολογίες CAD/CAM. Η τεχνολογία τήξης με λέιζερ χρησιμοποιείται για διάφορες οδοντιατρικές εφαρμογές, όπως μεταλλικοί σκελετοί μερικών οδοντοστοιχιών, μονήρης στεφάνες και γέφυρες, οδοντικά εμφυτεύματα και γναθοπροσωπικές προσθέσεις. Παρακάτω παρατίθενται οι κύριες οδοντιατρικές εφαρμογές της τεχνολογίας τήξης με λέιζερ στην οδοντική τεχνολογία:

- **Μερικές οδοντοστοιχίες**

Οι μεταλλικοί σκελετοί των μερικών οδοντοστοιχιών μπορούν να κατασκευαστούν με ακρίβεια χρησιμοποιώντας την τεχνολογία της τήξης με λέιζερ. Τα κράματα κοβαλτίου-χρωμίου (Co-Cr) που επεξεργάζονται με τήξη με λέιζερ τεχνολογία έχουν δείξει ανώτερες μηχανικές και φυσικές ιδιότητες για τον μεταλλικό σκελετό μερικών οδοντοστοιχιών σε σύγκριση με τα παραδοσιακά χυτά κράματα Co-Cr. Επιπλέον και τα κράματα τιτανίου που επεξεργάστηκαν με την τεχνολογία τήξης με λέιζερ παρουσίασαν υψηλή ποιότητα και ικανοποιητικές μηχανικές και φυσικές ιδιότητες στους μεταλλικούς σκελετούς μερικής οδοντοστοιχίας. Επιπλέον, μια τυχαίοποιημένη ελεγχόμενη κλινική δοκιμή έδειξε ότι οι ασθενείς που φορούσαν RPDs<sup>2</sup> που παρήχθησαν με την τεχνική της τήξης με λέιζερ παρουσίασαν καλύτερα αποτελέσματα αναφορικά με την ικανοποίηση των ασθενών από ό,τι εκείνοι που υποβλήθηκαν σε θεραπεία με μερικές οδοντοστοιχίες συμβατικής κατασκευής (Alageel et al. 2017, Liu et al. 2017).

- **Ακίνητες προσθετικές αποκαταστάσεις**

Οι μεταλλικοί σκελετοί για μονήρης στεφάνες και γέφυρες μπορούν να κατασκευαστούν με επιτυχία με την τεχνολογία τήξης με λέιζερ πετυχαίνοντας υψηλή εσωτερική εφαρμογή και υψηλή οριακή ακρίβεια. Επιπλέον, οι μεταλλικοί σκελετοί Co-Cr και Ti που κατασκευάστηκαν με την τεχνολογία τήξης με λέιζερ παρουσίασαν ακόμη, καλύτερες μηχανικές ιδιότητες και μεγαλύτερη ικανότητα πρόσφυσης των αισθητικών κεραμικών υλικών επικάλυψης από τα συμβατικά χυτά κράματα Co-Cr. Κλινικές μελέτες αξιολόγησαν την ποιότητα κατασκευής καθώς και την αποτελεσματικότητα των μεταλλοκεραμικών ακίνητων προθετικών αποκαταστάσεων παρασκευασμένων με την

---

<sup>2</sup> Removable partial dentures.



τεχνική της τήξης με λέιζερ και έδειξαν υψηλό ποσοστό επιβίωσης και πολλά υποσχόμενα αποτελέσματα για κλινική χρήση (Kanazawa et al. 2014, Dzhendov and Dikova 2016).

- **Επιεμφυτευματικές αποκαταστάσεις**

Τα οστεοενσωματούμενα εμφυτεύματα και οι μεταλλικοί σκελετοί επιεμφυτευματικών προσθέσεων μπορούν να παραχθούν με την τεχνολογία τήξης με λέιζερ. Η τεχνολογία αυτή επιτρέπει τη δημιουργία εξατομικευμένων εμφυτευμάτων ή εμφυτευμάτων με πολύπλοκες γεωμετρίες ανοίγοντας την πόρτα για πολλές υποσχόμενες κλινικές εφαρμογές στο μέλλον. Επιπλέον, πολλές μελέτες έδειξαν παρόμοια αποτελέσματα αναφορικά με το πορώδες των εμφυτευμάτων που παράγονται με την τεχνολογία τήξης με λέιζερ και το πως αυτό σχετίζεται με την βελτίωση της καθοριστικής σημασίας διαδικασίας της οστεοενσωμάτωσης. Ακόμη επιεμφυτευματικές προσθέσεις όπως οι σκελετοί ακίνητων επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων κατασκευάστηκαν με επιτυχία με τη χρήση της τεχνολογίας τήξης με λέιζερ και έδειξαν συγκρίσιμα αποτελέσματα με αυτά των συμβατικών κατασκευών (Revilla Leon et al. 2017).

### **iii. Υλικά**

Ένα μεγάλο εύρος υλικών μπορεί να χρησιμοποιηθεί στην επιλεκτική πυροσυσσώματωση με λέιζερ (SLS), συμπεριλαμβανομένων πολυμερών, κεραμικών και μετάλλων. Στην τεχνολογία SLS μπορούν να χρησιμοποιηθούν διάφοροι τύποι πολυμερούς σκόνης, όπως τα πολυαμίδια, το PS (πολυστυρένιο), το PC (πολυκαρβονικό), το πολυπροπυλένιο, το ABS (πολυακρυλονιτρίλιο βουταδιενίου στυρενίου), το HDP (πολυαιθυλένιο υψηλής πυκνότητας) και το PEEK (πολυαιθερική αιθεροκετόνη). Επιπλέον, κεραμικά υλικά όπως ο HA (υδροξυαπατίτης), το φωσφορικό τριασβέστιο (TCP) και η αλουμίνα ( $Al_2O_3-SiO_2$ ) μπορούν να χρησιμοποιηθούν με την τεχνολογία του SLS. Ωστόσο, τα πολυμερή, τα σύνθετα και τα κεραμικά υλικά που παράγονται με την τεχνολογία του SLS δεν χρησιμοποιούνται ακόμη ευρέως στην οδοντική τεχνολογία, επειδή μπορούν να παραχθούν από άλλες τεχνολογίες τριδιάστατης εκτύπωσης πιο αποτελεσματικά και με χαμηλότερο κόστος. Οι σκόνες μετάλλων, συμπεριλαμβανομένων των κραμάτων κοβαλτίου-χρωμίου (Co-Cr), των κραμάτων τιτανίου (Ti) και του χάλυβα, είναι τα κύρια υλικά που χρησιμοποιούνται με την τεχνική τήξης με λέιζερ (Schubert et al. 2014, Stansbury and

Idacavage 2016, Koutsoukis et al. 2015, Dawood et al. 2015, Sames et al. 2016, Liu et al. 2017).

Οι σκόνες Co-Cr χρησιμοποιούνται συνήθως για την κατασκευή μεταλλικών σκελετών για μονήρης στεφάνες και γέφυρες καθώς και για μεταλλικούς σκελετούς μερικών οδοντοστοιχιών, ενώ η σκόνη τιτανίου (Ti) έχει χρησιμοποιηθεί για την παραγωγή οδοντικών εμφυτευμάτων και σκελετούς Μ. Ο. αντίστοιχα. Η ποιότητα της σκόνης που χρησιμοποιείται στη διαδικασία της τήξης με λέιζερ καθορίζει σε μεγάλο βαθμό την ποιότητα του τελικού προϊόντος η οποία επηρεάζεται άμεσα από τη σύνθεση, το μέγεθος, το σχήμα, τη μορφολογία και την ποσότητα του εσωτερικού πορώδους. Ως εκ τούτου, συνιστάται η χρήση συγκεκριμένης μεταλλικής σκόνης για κάθε σύστημα τήξης με λέιζερ, καθώς κάθε σύστημα είναι βαθμονομημένο ώστε να ταιριάζει στο κράμα του.

Στην πραγματικότητα, η χημική σύνθεση της σκόνης μπορεί να επηρεάσει τις ιδιότητες των παραγόμενων αντικειμένων. Συνεπώς, είναι εξαιρετικής σημασίας η μέτρηση της στοιχειακής σύνθεσης της ανακυκλωμένης σκόνης και η αφαίρεση οποιασδήποτε μόλυνσης από τη σκόνη αυτή έτσι ώστε να χρησιμοποιείται εντός των προδιαγραφών της. Επιπλέον, τα μικρότερα σωματίδια σκόνης μπορούν να βελτιώσουν την επιφάνεια, αλλά είναι πιο δαπανηρά από τα σωματίδια μεγάλου μεγέθους. Επομένως, η χρήση σωματιδίων σκόνης με λεπτή κατανομή μπορεί να βελτιώσει το φινίρισμα της επιφάνειας και να μειώσει το κόστος. Ακόμη, οι λείες επιφάνειες των σωματιδίων παράγουν λιγότερο πορώδες, ενώ τα σφαιρικά σωματίδια σκόνης τείνουν να βελτιώνουν τη φαινομενική πυκνότητα. Στον πίνακα 3 παρουσιάζεται ένας κατάλογος με τα κυριότερα εμπορικά διαθέσιμα οδοντιατρικά κράματα που αφορούν την κατασκευή οδοντιατρικών προσθέσεων με την τεχνολογία τήξης με λέιζερ.

Technology			Alloys	
Equipment	Type	Manufacturer	Type (brand name: composition)	Suppliers
EOSINT M250	SLM	EOS, Munich, Germany	Co-Cr (SP2, Co 52, Cr 24, Mo 6, W 6, S, Fe, Mn <2; MP1, Co 60-65, Cr 26-30, Mo 5-7, Si, Mn, Fe, C, Ni <2); Ti (TiCP: Pure titanium)	EOS, Munich, Germany
EOSINT M270	SLM	EOS, Munich, Germany	Co-Cr (SP2, Co 52, Cr 24, Mo 6, W 6, S, Fe, Mn <2; MP1, Co 60-65, Cr 26-30, Mo 5-7, Si, Mn, Fe, C, Ni <2); Ti (TiCP: Pure titanium)	EOS, Munich, Germany
PM 100 Dental System	DMLM	Phenix Systems, Clermont-Ferrand, France	Co-Cr (ST2724G: Co balance, Cr 29, Mo 6, Mn, Si, Fe <1)	Sint-Tech, Clermont-Ferrand, France
PM 200 Dental System	DMLM	Phenix Systems, Clermont-Ferrand, France	Co-Cr (ST2724G: Co balance, Cr 29, Mo 6, Mn, Si, Fe <1)	Sint-Tech, Clermont-Ferrand, France
	SLM	Bego Medical, Bremen, Germany	Co-Cr (Wirobond C+: Co 64, Cr 25, W 5, Mo 5, Si 1)	Bego Medical, Bremen, Germany
Laser CUSING	SLM	Concept Laser GmbH, Lichtenfels, Germany	Co-Cr (Remanium Star: Co 60, Cr 28, W 3, Si 2; Mn, N, Nb, Fe <1)	Dentaurum, Ispringen, Germany
SLM 50	SLM	Realizer GmbH, Borchon, Germany	Co-Cr (Solibond C plus Powder: Co 63, Cr 24, W 8, Mo 3, Nb 1, Si 1)	Yeti Dental, Engen, Germany
SLM 125	SLM	SLM solution GmbH, Lubeck, Germany	Co-Cr; Ti	SLM solution GmbH, Lubeck, Germany
SLM 280	SLM	SLM solution GmbH, Lubeck, Germany	Co-Cr; Ti	SLM solution GmbH, Lubeck, Germany

Πίνακας 3. Διαθέσιμος εξοπλισμός και υλικά για την κατασκευή οδοντικών προσθέσεων με της τεχνολογίες SLM και DMLM<sup>3</sup> (Alageel et al. 2019).

#### iv. Διαδικασία κατασκευής με την τεχνολογία τήξης με λέιζερ

Το πρώτο βήμα της κατασκευής ενός αντικειμένου με την τεχνολογία τήξης με λέιζερ ξεκινά με το σχεδιασμό του τρισδιάστατου αντικειμένου-προπλάσματος πάνω στο σαρωμένο εκμαγείο εργασίας χρησιμοποιώντας ένα ειδικό λογισμικό σχεδίασης με τη βοήθεια υπολογιστή (CAD). Στη συνέχεια, ένα ειδικό λογισμικό CAD χρησιμοποιείται για να διαιρέσει το σχεδιασμένο τρισδιάστατο αντικείμενο (αρχείο STL) σε πολλαπλά στρώματα με καθορισμένο πάχος και να προσθέσει στηρίγματα μεταξύ του αντικειμένου και της πλατφόρμας παραγωγής. Τα στηρίγματα προστίθενται για να αποτρέψουν την κατάρρευση

<sup>3</sup> SLM (selective laser melting), DMLM (direct metal laser melting).

του προς κατασκευή αντικειμένου. Μετά τη μεταφόρτωση του αρχείου σχεδιασμού στη μηχανή κατασκευής τήξης με λέιζερ, η διαδικασία παραγωγής ξεκινά με την εξάπλωση ενός λεπτού στρώματος σκόνης κράματος σε μια πλατφόρμα παραγωγής με υψηλής ακρίβειας πάχους 20-100 μικρών και μέγεθος σωματιδίων σκόνης 25-45 μικρών. Στη συνέχεια, η κατευθυνόμενη δέσμη λέιζερ λιώνει τη σκόνη μόνο σε ένα καθορισμένο σημείο που ορίζεται από το αρχείο σχεδιασμού δεδομένων, ενώ τα υπόλοιπα σωματίδια σκόνης παραμένουν μη συντηγμένα. Για την επόμενη στρώση, η πλατφόρμα παραγωγής μετακινείται προς τα κάτω σε απόσταση πάχους ενός στρώματος και ένα νέο στρώμα σκόνης εφαρμόζεται και πάλι πάνω στο προηγούμενο και το λέιζερ λιώνει τη σκόνη ενώνοντάς την με το προηγούμενο στρώμα. Η διαδικασία αυτή συνεχίζεται, στρώμα προς στρώμα, μέχρι την τελείωση της δομής του αντικειμένου. Αξίζει να σημειωθεί η σημασία του ορισμού των κατάλληλων παραμέτρων επεξεργασίας (π. χ. ρυθμός σάρωσης, ισχύς λέιζερ και πάχος στρώματος) για κάθε οδοντιατρικό υλικό και εφαρμογή, καθώς οι παράμετροι αυτές μπορούν να αλλάξουν τις ιδιότητες των κατασκευασμένων αντικειμένων (π. χ. ακρίβεια, πυκνότητα, τραχύτητα επιφάνειας, σκληρότητα και αντοχή). Επίσης, ο προσανατολισμός κατασκευής μπορεί να αλλάξει τις μηχανικές και φυσικές ιδιότητες του αντικειμένου, οι οποίες πρέπει να λαμβάνονται υπόψη κατά την επεξεργασία (Venkatesh and Nandini 2013, Takaichi et al. 2013, Koutsoukis et al. 2015, Dzhendov and Dikova 2016, Mengucci et al. 2017).

## **V. Διαδικασία μετα-επεξεργασίας**

Η διαδικασία μετα-επεξεργασίας απαιτείται συνήθως για τη βελτίωση των ιδιοτήτων του τελικού τρισδιάστατου αντικειμένου και περιλαμβάνει τα ακόλουθα βήματα. Πρώτον, τα χαλαρά συνδεδεμένα σωματίδια σκόνης καθαρίζονται από το παρασκευασμένο αντικείμενο για να απομακρυνθεί τυχόν μη πυροσυσσωματωμένη σκόνη που έχει κολλήσει στην επιφάνεια του. Στη συνέχεια, αφαιρούνται οι δομές στήριξης που συνδέει το τρισδιάστατο αντικείμενο με την πλατφόρμα παραγωγής. Ακολουθεί η εφαρμογή θερμικής επεξεργασίας στο τελικό τρισδιάστατο αντικείμενο σύμφωνα με τις οδηγίες των κατασκευαστών για ένα χρονικό διάστημα ώστε να βελτιωθούν οι μηχανικές και μικροδομικές του ιδιότητες. Η θερμική μετεπεξεργασία κρίνεται απαραίτητη προκειμένου να απαλλαγεί το τελικό προϊόν από τυχόν εναπομένουσες υπολειμματικές τάσεις και να βελτιωθούν οι μηχανικές του ιδιότητες γεγονός που επιδρά καθοριστικά στην δομή των κόκκων του επεξεργασμένου υλικού. Η θερμική επεξεργασία για τα κράματα γίνεται συνήθως σε θερμοκρασία 800-450°C για 30-60 λεπτά (Alageel et al. 2019). Για παράδειγμα, οι θερμικές κατεργασίες για κράματα Co-Cr εφαρμόζονται σε 3 στάδια. Το αντικείμενο θερμαίνεται στους 450 °C για 45 λεπτά,

στους 750 °C για 60 λεπτά και στη συνέχεια ψύχεται γρήγορα. Αντίστοιχα οι θερμικές κατεργασίες για τα κράματα Ti εφαρμόζονται σε 3 στάδια, το αντικείμενο θερμαίνεται στους 750 °C για 2 ώρες, στους 900 °C για 2 ώρες και στη συνέχεια ψύχεται γρήγορα. Τέλος, η τελική διαμόρφωση της επιφάνειας των τελικών μεταλλικών αντικειμένων περιλαμβάνει διάφορα στάδια φινιρίσματος, λείανσης και στίλβωσης πριν από την αποστολή τους για κλινική χρήση (Koutsoukis et al. 2015, Sames et al. 2016, Alageel et al. 2017, Benedetti et al. 2017).

## **VI. Πλεονεκτήματα της τεχνολογίας τήξης με λέιζερ**

Η τεχνολογία τήξης με λέιζερ είναι μια κατάλληλη μέθοδος για την κατασκευή οδοντικών προσθετικών αποκαταστάσεων, επειδή είναι ακριβής, γρήγορη και οικονομικά αποδοτική και μπορεί να βελτιώσει την ποιότητα των προσθέσεων και την παραγωγικότητα των οδοντοτεχνικών εργαστηρίων. Επιπλέον, μια τεράστια ποικιλία οδοντιατρικών υλικών και κραμάτων μπορεί να χρησιμοποιηθεί για οδοντιατρικές εφαρμογές με την τεχνολογία αυτή. Ακολουθούν τα κύρια πλεονεκτήματα της τεχνολογίας τήξης με λέιζερ:

- **Υψηλή ακρίβεια και ποιότητα**

Η ακρίβεια διαστάσεων της τήξης με λέιζερ είναι εξαιρετικά υψηλή, η τεχνολογία αυτή είναι σε θέση να κατασκευάσει τρισδιάστατα αντικείμενα με ακρίβεια διαστάσεων  $\pm 20$   $\mu\text{m}$ . Το ελάχιστο μέγεθος χαρακτηριστικών που μπορεί να εκτυπωθεί είναι 75-100  $\mu\text{m}$ . Ωστόσο, η ακρίβεια εξαρτάται από τις παραμέτρους επεξεργασίας, την κατεύθυνση κατασκευής και τη γεωμετρία των αντικειμένων. Η τεχνολογία τήξης με λέιζερ επιτρέπει την παραγωγή πολύπλοκου τρισδιάστατου σχεδιασμού και γεωμετριών, σε αντίθεση με τις τεχνικές αφαιρετικής κατασκευής. Σε σύγκριση με τις παραδοσιακές τεχνικές χύτευσης, ένα σημαντικό πλεονέκτημα της τήξης με λέιζερ είναι η δυνατότητα παραγωγής αντικειμένων που έχουν πιο ομοιογενή μικροδομή. Ως αποτέλεσμα αυτού, τα αντικείμενα από χρώμιο-κοβάλτιο (Cr-Co) που κατασκευάζονται με την τήξη με λέιζερ τεχνολογία παρουσιάζουν καλύτερη αντοχή στην κόπωση και καλύτερες φυσικές ιδιότητες από τα αντικείμενα Co-Cr που παράγονται με την παραδοσιακή συμβατική μέθοδο της χύτευσης. Επίσης, πολλές μελέτες έδειξαν ότι τα κράματα Co-Cr και Ti που παράγονται με την τήξη με λέιζερ έχουν καλύτερη ή συγκρίσιμη βιοσυμβατότητα και χαμηλότερες απελευθερώσεις ιόντων σε σχέση με τα χυτά κράματα. Κλινικές μελέτες έχουν επίσης δείξει ότι η υψηλή ακρίβεια και η

ποιότητα των κραμάτων που επεξεργάζονται με αυτή την τεχνική μπορεί να βελτιώσει την ποιότητα των παραγόμενων οδοντικών προσθετικών αποκαταστάσεων.

- **Υψηλή παραγωγικότητα**

Η ταχύτητα παραγωγής των συσκευών τήξης με λέιζερ είναι ανάλογη του μεγέθους των αντικειμένων καθώς και άλλων παραμέτρων επεξεργασίας, όπως η ταχύτητα σάρωσης, ο χώρος σάρωσης και το πάχος στρώματος. Στην περίπτωση της κατασκευής οδοντικών προσθέσεων, η τήξη με λέιζερ διαρκεί συνήθως λιγότερο από 12 ώρες, χρόνος που είναι πολύ ταχύτερος από τον χρόνο που απαιτείται για την κατασκευή προσθέσεων με την παραδοσιακή τεχνική χύτευσης, καθώς μειώνει τα στάδια κατασκευής (κατασκευή κέρινου προπλάσματος, επένδυση με πυρόχωμα, αποκύρωση, χύτευση, καθαρισμός κλπ.) σε ένα βήμα. Επίσης, κατά τη διάρκεια της διαδικασίας κατασκευής, μεγάλος αριθμός οδοντιατρικών προθέσεων μπορούν να κατασκευαστούν ταυτόχρονα στην ίδια πλατφόρμα παραγωγής, γεγονός που αυξάνει σημαντικά την παραγωγικότητα. Για παράδειγμα, ένα σύστημα τήξης με λέιζερ μπορεί να παράγει περίπου 450 μονάδες μεταλλικών σκελετών μονήρων στεφανών ή γεφυρών μέσα σε μία ημέρα. Στην πραγματικότητα, η τεχνική αυτή μπορεί να αυξήσει σημαντικά την ικανότητα παράδοσης εργασιών του εργαστηρίου, καθώς επιτρέπει την ολοκλήρωση της κατασκευής του σκελετού της πρόσθεσης μέσα σε 1 ημέρα.

- **Κόστος-αποτελεσματικότητα**

Το συνολικό κόστος των οδοντικών προσθέσεων που παρασκευάζονται με την τεχνική της τήξης με λέιζερ είναι χαμηλότερο από την κατασκευή με τις τεχνικές κοπής ή χύτευσης. Το μειωμένο κόστος είναι αποτέλεσμα του χαμηλού κόστους εργατικού δυναμικού γεγονός που είναι άμεσα συνδεδεμένο με τη μείωση των εργαστηριακών σταδίων παραγωγής, του μειωμένου χρόνου παραγωγής, της μειωμένης σπατάλης υλικού σε σχέση με τις υπόλοιπες τεχνικές και του κόστους των υλικών σε συνδυασμό με τη δυνατότητα ανακύκλωσης μη χρησιμοποιημένων υλικών. Έχει εκτιμηθεί ότι η κατασκευή οδοντιατρικών προσθέσεων με την τεχνολογία τήξης με λέιζερ θα μπορούσε να μειώσει το κόστος κατασκευής σε λιγότερο από το μισό του κόστους των παραδοσιακών συμβατικών τεχνικών (Hollander et al. 2006, Koutsoukis et al. 2015, Sames et al. 2016, Dzhendov and Dikova 2016).

## **vii. Περιορισμοί της τεχνολογίας τήξης με λέιζερ**

Υπάρχουν ορισμένα μειονεκτήματα σε ότι αφορά την τεχνολογία τήξης με λέιζερ. Το αρχικό κόστος του εξοπλισμού είναι αρκετά υψηλό. Επίσης, οι περισσότερες από τις μεθόδους τήξης με λέιζερ απαιτούν μεταγενέστερες επεξεργασίες για τα αντικείμενα, συμπεριλαμβανομένης της θερμικής κατεργασίας για τη βελτίωση των μηχανικών ιδιοτήτων τους και της αφαίρεσης της δομής στήριξης, η οποία μπορεί να καθυστερήσει το χρόνο επεξεργασίας. Άλλοι περιορισμοί είναι το φαινόμενο της σκάλας και η τραχύτητα της επιφάνειας, τα οποία μπορεί να εμφανιστούν λόγω της πολυστρωματικής διαδικασίας κατασκευής, ωστόσο μπορούν να ελαχιστοποιηθούν μειώνοντας το πάχος του στρώματος της δόμησης του αντικειμένου. Αν και η τήξη με λέιζερ παρέχει την δυνατότητα κατασκευής οστεοενσωματούμενων εμφυτευμάτων, η ακρίβεια διαστάσεων της τεχνολογίας αυτής δεν κρίνεται επαρκής προς το παρόν για την κατασκευή επιεμφυτευματικών εξαρτημάτων σύνδεσης (κολοβωμάτων, προσθετικών δακτυλίων) με τις αφαιρετικές τεχνικές να αποτελούν επιλογή εκλογής (Schubert et al. 2014, Koutsoukis et al. 2015, Dawood et al. 2015, Barazanchi et al. 2017).

#### **viii. Δυνατότητες και μελλοντική κατεύθυνση της τεχνολογίας τήξης με λέιζερ**

Η τεχνολογία τήξης με λέιζερ είναι μια πολλά υποσχόμενη τεχνολογία και η χρήση της στην καθημερινή πρακτική αυξάνεται με ταχείς ρυθμούς, καθώς η διαδικασία κατασκευής βελτιώνεται και το κόστος μειώνεται συνεχώς. Οι Εταιρίες κατασκευής των συσκευών επεκτείνουν την δραστηριότητά τους στον τομέα αυτόν διαρκώς προκειμένου να ικανοποιήσουν την αυξανόμενη ζήτηση αυτής της τεχνολογίας για βιομηχανικές, ιατρικές και οδοντιατρικές εφαρμογές. Για παράδειγμα, το 2016, η General Electric (GE) αγόρασε δύο ομίλους τριδιάστατης εκτύπωσης, τη σουηδική Arcam και τη γερμανική SLM Solutions, έναντι συνολικά 1,4 δισεκατομμυρίων δολαρίων, ενώ το 2013 η 3D-Systems εξαγόρασε τη γαλλική εταιρεία Phenix. Ως αποτέλεσμα αυτού του ανταγωνισμού, οι μηχανικές ιδιότητες, η ακρίβεια και η ταχύτητα παραγωγής της τεχνολογίας αναμένεται να βελτιωθούν περαιτέρω στο μέλλον. Επιπλέον, η τιμή αγοράς των συσκευών αναμένεται να μειωθεί δραστικά εξαιτίας τόσο του υψηλού ανταγωνισμού όσο και του γεγονότος της λήξης των διπλωμάτων ευρεσιτεχνίας της τεχνολογίας στο εγγύς μέλλον. Εκτός από τις αποδεδειγμένες δυνατότητες της στην κατασκευή ακίνητων προσθετικών αποκαταστάσεων, γναθοπροσωπικές προσθέσεις παράγονται επίσης με αυτή την τεχνολογία, και η μελλοντική της εξέλιξη μπορεί να την καταστήσει την πλέον ανταγωνιστική σε σχέση με τις τρέχουσες αφαιρετικές τεχνολογίες CAD/CAM για την κατασκευή οδοντικών στεφανών, γεφυρών και

επιεμφυτευματικών προσθέσεων. Πέρα από τον αντίκτυπό της στην οδοντιατρική, η τεχνική αυτή θα έχει επίσης σημαντικό αντίκτυπο στην κοινωνία τα επόμενα χρόνια. Πρώτον, το μειωμένο κόστος των οδοντικών προσθέσεων που κατασκευάζονται με την τεχνολογία της τήξης με λέιζερ θα μπορούσε να καταστήσει τις προσθετικές αποκαταστάσεις λιγότερο δαπανηρές και πιο προσιτές σε μεγαλύτερο μέρος του πληθυσμού. Τόσο τα μεγάλα όσο και τα μικρά οδοντοτεχνικά εργαστήρια μπορούν να ωφεληθούν οικονομικά από τη χρήση αυτής της τεχνολογίας ωστόσο, τα εργαστήρια μεγάλης κλίμακας πλεονεκτούν έναντι των μικρότερων, επειδή το αρχικό κόστος του εξοπλισμού μπορεί να αποσβεστεί μόνο σε μεγάλης κλίμακας παραγωγή. Αντίθετα, τα μικρότερα εργαστήρια μπορούν να επωφεληθούν της τεχνολογίας εάν σχεδιάσουν την οδοντική πρόσθεση, καθώς απαιτείται μόνο ένας σαρωτής και ένα λογισμικό σχεδιασμού, και αναθέσουν την κατασκευή της πρόσθεσης σε τοπικά κέντρα παραγωγής (Koutsoukis et al. 2015).

## **ix. Συμπεράσματα**

Η τεχνολογία CAD/CAM (σχεδιασμός με τη βοήθεια υπολογιστή/κατασκευή με τη βοήθεια υπολογιστή) αναπτύσσεται ραγδαία και αλλάζει την οδοντιατρική και την επιστήμη της οδοντικής τεχνολογίας με πρωτοφανή ρυθμό. Η CAD/ CAM τεχνολογία στην οδοντιατρική χρησιμοποιείται πλέον για έναν ολοένα αυξανόμενο αριθμό εφαρμογών, όπως η κατασκευή ατομικών δισκαρίων, χειρουργικών οδηγών, προσωρινών ή τελικών, ακίνητων ή κινητών οδοντικών προσθέσεων, ορθοδοντικών και γναθοπροσωπικών συσκευών. Οι τεχνολογίες CAD/CAM που είναι διαθέσιμες στην οδοντιατρική μπορούν να ταξινομηθούν είτε ως «αφαιρετικές» είτε ως «προσθετικές» μέθοδοι κατασκευής. Με τις αφαιρετικές μεθόδους, όπως τη μηχανική κατεργασία και το φρεζάρισμα (κοπή) και τις τεχνολογίες αφαίρεσης με λέιζερ, τα οδοντιατρικά εξαρτήματα κατασκευάζονται αφαιρώντας το ανεπιθύμητο υλικό από ένα δίσκο υλικού με τη χρήση κοπτικών εργαλείων ή λέιζερ.

Οι προσθετικές μέθοδοι, όπως η τρισδιάστατη εκτύπωση κατασκευάζουν αντικείμενα με μοτίβο δόμησης στρώμα προς στρώμα, κατασκευάζοντας διαδοχικά στρώματα υλικού μέχρι να σχηματιστεί το τελικό αντικείμενο. Υπάρχουν πολλές διαθέσιμες τεχνολογίες τρισδιάστατης εκτύπωσης για οδοντιατρικές εφαρμογές, όπως η στερεολιθογραφία (SLA), η ψηφιακή προβολή φωτός (DLP), η polyjet ή multijet εκτύπωση, η Inkjet εκτύπωση, η μοντελοποίηση με τη μέθοδο της συντηγμένης εναπόθεσης (FDM), η επιλεκτική τήξη με δέσμη ηλεκτρονίων (SEBM) και η τήξη με λέιζερ. Η προσθετική μέθοδος κατασκευής είναι πιο πρόσφατη τεχνολογία και πιο ευέλικτη από την αφαιρετική κατασκευή, αλλά οι αφαιρετικές μέθοδοι παρουσιάζουν προς το παρόν μεγαλύτερη ακρίβεια διαστάσεων. Έτσι,



κάθε μία από αυτές τις τεχνολογίες χρησιμοποιείται για διαφορετικές οδοντιατρικές εφαρμογές ανάλογα με την απαιτούμενη ακρίβεια, την ταχύτητα, το κόστος και τα διαθέσιμα υλικά.

## **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5 Η Παθητική εφαρμογή και η σημασία της στην σύγχρονη επιεμφυτευματική προσθετική**

Η παθητική εφαρμογή ενός επιεμφυτευματικού σκελετού ορίζεται ως η ταυτόχρονη και χωρίς πίεση, περιφερική επαφή μεταξύ της επιφάνειας έδρασης του εμφυτεύματος (αυχένας ή πλατφόρμα εφαρμογής) και του σκελετού της αποκατάστασης πριν από τη λειτουργική φόρτιση. (Wataname et al. 2000, Abduo et al. 2010). Η ύπαρξη παθητικής εφαρμογής είναι απαραίτητη για τη επίτευξη της μηχανικής και βιολογικής ισορροπίας και για τη διατήρηση σε χαμηλά επίπεδα ενδεχόμενων ανεπιθύμητων φορτίσεων του σκελετού της πρόσθεσης, του επιεμφυτευματικού κολοβώματος, της προσθετική βίδας και του υποστηρικτικού οστού (Brånemark 1983, Al-Fadda et al. 2007). Οι μέθοδοι κατασκευής και τα υλικά εκλογής που χρησιμοποιούνται για την κατασκευή επιεμφυτευματικών σκελετών μπορεί να οδηγήσουν σε παραμόρφωση των διαστάσεων της πρόσθεσης και κατ' επέκταση σε ατέλειες οριακής εφαρμογής (Drago et al. 2010, Fernandez et al. 2014).

Η ύπαρξη ατελειών οριακής εφαρμογής της υπερκατασκευής ευνοεί την ανάπτυξη μικροοργανισμών μεταξύ της υπερκατασκευής και των επιεμφυτευματικών εξαρτημάτων. Σε ότι αφορά την υγεία των περιεμφυτευματικών ιστών οι συνέπειες της ύπαρξης μικροοργανισμών είναι ιδιαίτερα αρνητικές. Η ύπαρξη οριακών ατελειών μπορεί να εξαλειφθεί σε ένα βαθμό μέσω της παραμόρφωσης του επιεμφυτευματικού σκελετού κατά το στάδιο της κοκλίωσης. Ωστόσο η προαναφερθείσα παραμόρφωση δημιουργεί νέα προβλήματα αναφορικά με την ανάπτυξη ανεπιθύμητων τάσεων τόσο στα εμφυτεύματα όσο και στην πρόσθεση (Γιαννικάκης και Καρκαζής 2018).

Σε ότι αφορά τις επιεμφυτευματικές αποκαταστάσεις οι ύπαρξη ανεπιθύμητων τάσεων δημιουργεί σημαντικότερα προβλήματα συγκριτικά με τις συμβατικές ακίνητες προσθέσεις που στηρίζονται σε φυσικά δόντια. Ο λόγος είναι η ανυπαρξία του τασεοθραυστικού μηχανισμού του περιοδοντικού συνδέσμου των φυσικών δοντιών σε αντιδιαστολή με την ανένδοτη σύνδεση μεταξύ εμφυτεύματος και οστού. Το παραπάνω συνεπάγεται ότι κάθε τάση της υπερκατασκευής διαχέεται διαμέσου των εμφυτευμάτων απευθείας στο περιβάλλον οστό (Γιαννικάκης και Καρκαζής 2018). Η επίτευξη μιας κλινικώς αποδεκτής εφαρμογής μιας επιεμφυτευματικής αποκατάστασης είναι συνάρτηση πολλών παραμέτρων.

Το πλήθος των εργαστηριακών και κλινικών σταδίων για την κατασκευή ενός επιεμφυτευματικού σκελετού είναι μεγάλο ιδιαίτερα στη συμβατική ροή εργασίας. Η ορθή εφαρμογή των αξόνων αποτύπωσης στα εμφυτεύματα ή στα διαβλεννογόνια τμήματα κατά το στάδιο της αποτύπωσης, η ακρίβεια της σύνδεσης των αξόνων αποτύπωσης με τα ανάλογα εμφυτεύματος κατά το στάδιο της κατασκευής του εκμαγείου, η ακριβής μεταφορά

της θέσης των εμφυτευμάτων μέσω της σάρωσης των ειδικών ψηφιακών αξόνων σάρωσης (scanbody) στην ψηφιακή ροή εργασίας, η σταθερότητα διαστάσεων του σκελετού τόσο κατά την διαδικασία κατασκευής όσο και της επένδυσης με τα αισθητικά υλικά επικάλυψης είναι μόνο κάποιες από τις κρίσιμες παραμέτρους κάθε μία από τις οποίες έχει ρόλο καθοριστικό για την επίτευξη αποδεκτής κλινικά εφαρμογής (Γιαννικάκης και Καρκαζής 2018). Η σταδιακή καθιέρωση τη ψηφιακής ροής εργασίας στο ιατρείο και στο οδοντοτεχνικό εργαστήριο αντίστοιχα έχει μειώσει σημαντικά το πλήθος των προαναφερθέντων κλινικών και εργαστηριακών σταδίων απλοποιώντας σημαντικά την διαδικασία σχεδιασμού και κατασκευής. Αυτό δεν σημαίνει ότι δεν υπάρχουν σφάλματα στη ψηφιακή ροή εργασίας που οδηγούν σε ατέλειες στην οριακή εφαρμογή ή ότι η τεχνολογία CAD/CAM δεν επιδέχεται βελτιώσεων.

Ένας επιεμφυτευματικός σκελετός μπορεί να κατασκευαστεί με τη παραδοσιακή συμβατική τεχνική της χύτευσης σαν μία ενιαία δομή, μπορεί να κατασκευαστεί τμηματικά με την τεχνική της χύτευσης και στη συνέχεια να συγκολληθεί με λείζερ, να σχεδιαστεί συμβατικά να αντιγραφεί και να κοπεί με μηχανή κοπής (CNC), να κατασκευαστεί με την τεχνική της κοπής από ψηφιακή σχεδίαση με τη χρήση της τεχνολογίας CAD/CAM ή να κατασκευαστεί με την προσθετική τεχνική του SLM και των παρόμοιων με αυτό τεχνολογιών τρισδιάστατης εκτύπωσης χρησιμοποιώντας την CAD/CAM τεχνολογία αντίστοιχα. (Abduo and Lyons 2012, Karl M et al. 2012). Παρά τον πλουραλισμό που παρατηρείται τόσο σε επίπεδο μεθόδων κατασκευής όσο και σε υλικά εκλογής για την κατασκευή επιεμφυτευματικών σκελετών δεν υπάρχει κάποιος συνδυασμός επί του παρόντος που να παρέχει σταθερά υψηλού επιπέδου αποτελέσματα αναφορικά με την οριακή εφαρμογή και παράλληλα μειωμένο χρόνο μετεπεξεργασίας και χαμηλό κόστος (Yamamoto et al. 2010, Jemt and Hjalmarsson 2012). Η χρήση της CAD/CAM τεχνολογίας μπορεί να μειώσει ή και να εξαλείψει σε ένα βαθμό κάποια από αυτά τα προβλήματα. Παρόλο που η κατασκευή επιεμφυτευματικών σκελετών με την χρήση της CAD/CAM τεχνολογίας έχει διαπιστωθεί ότι είναι μια απλούστερη και λιγότερο χρονοβόρα τεχνική με βελτιωμένη ακρίβεια, υπάρχουν μελέτες που έχουν αναφέρει υψηλότερη συχνότητα εμφάνισης οριακής ασυμφωνίας στην εφαρμογή επιεμφυτευματικών σκελετών με τη χρήση της CAD/CAM τεχνολογίας σε σύγκριση με τους συμβατικά κατασκευασμένους σκελετούς (Ortorp et al. 2011).

Τα κράματα ευγενών μετάλλων εξακολουθούν να είναι τα πλέον κατάλληλα υλικά για την κατασκευή σκελετών που παρουσιάζουν εξαιρετικά αποτελέσματα αναφορικά με την οριακή τους εφαρμογή (Drago and Howell 2012). Ωστόσο, το υψηλό κόστος αυτών των

υλικών εμποδίζει την ευρεία χρήση τους. Το ενδιαφέρον για τα κράματα Co-Cr έχει αυξηθεί λόγω της χαμηλής τιμής τους και των διαφορετικών μεθόδων κατασκευής που αυτά υποστηρίζουν. Οι παραπάνω μέθοδοι μπορούν να βελτιώσουν σημαντικά τα ζητήματα οριακής εφαρμογής (Ortopr et al. 2011).

Ωστόσο, λίγες μελέτες έχουν επικεντρωθεί στην εφαρμογή των κατασκευασμένων σκελετών Co-Cr με τη βοήθεια της CAD/CAM τεχνολογίας. Η υψηλή ζήτηση για αποκαταστάσεις υψηλών αισθητικών προδιαγραφών έχει οδηγήσει στην αυξημένη χρήση της ζirkονίας ως υλικό εκλογής για την κατασκευή επιεμφυτευματικών σκελετών (Karl and Taylor 2011). Αυτοί, εάν είναι ποιοτικά κατασκευασμένοι και παρουσιάζουν υψηλή ακρίβεια εφαρμογής, εντός των αποδεκτών κλινικών ορίων, μπορούν να αποτελέσουν μία εναλλακτική λύση έναντι των μεταλλικών κραμάτων (Abduo et al. 2010). Αναφορικά με τη βελτίωση της οριακής εφαρμογής ενός κοχλιούμενου επιεμφυτευματικού σκελετού αυτή μπορεί να προκύψει με αρκετούς τρόπους κατά τη διάρκεια των σταδίων κατασκευής. Ο συμβατικά κατασκευασμένος με τη τεχνική της χύτευσης επιεμφυτευματικός σκελετός μπορεί να κοπεί σε τμήματα και να συγκολληθεί συμβατικά (τεχνική με φλόγιστρο) ή με λέιζερ ή και να κατασκευαστεί εξ αρχής σε τμήματα και να συγκολληθεί έπειτα. Πέρα από το επίπεδο του σκελετού η κοπή και η συγκόλληση της εργασίας μπορεί γίνει και κατά το στάδιο της τοποθέτησης του αισθητικού υλικού επικάλυψης. Οι οπτήσεις του υλικού επικάλυψης μπορεί να εισάγουν τάσεις με παραμορφωτικές συνέπειες για τον σκελετό της πρόσθεσης και κατά συνέπεια να δημιουργηθούν ατέλειες στην οριακή εφαρμογή της πρόσθεσης. Μία άλλη πολλά υποσχόμενη τεχνική για την βελτίωση της εφαρμογής των επιεμφυτευματικών σκελετών είναι αυτή της ηλεκτροδιάβρωσης (spark erosion). Η τεχνική της ηλεκτροδιάβρωσης μπορεί να προσφέρει καλύτερα αποτελέσματα αναφορικά με την επίτευξη ικανοποιητικής οριακής εφαρμογής σε σχέση με την τεχνική της συγκόλλησης όμως χρησιμοποιείται σπανιότερα καθώς πρόκειται για χρονοβόρα και δαπανηρή διαδικασία (Γιαννικάκης και Καρκαζής 2018).

Μία άλλη τεχνική προκειμένου να κατασκευαστεί μια επιεμφυτευματική κοχλιούμενη αποκατάσταση με βελτιωμένη εφαρμογή είναι η συγκόλληση των προσθετικών δακτυλίων στο σκελετό μετά την ολοκλήρωση της κατασκευής της εργασίας (συγκολλοκοχλιούμενη γέφυρα). Με την τεχνική αυτή οποιεσδήποτε ατέλειες εφαρμογής έχουν προκύψει μεταξύ των προσθετικών δακτυλίων και του επιεμφυτευματικού σκελετού, είτε κατά το στάδιο κατασκευής του σκελετού της αποκατάστασης, ανεξαρτήτου μεθόδου παρασκευής (χύτευση, αφαιρετική/προσθετική τεχνική), είτε κατά τη διάρκεια των οπτήσεων του αισθητικού υλικού επικάλυψης διορθώνονται καθώς η κόνια καταλαμβάνει

τους χώρους των ατελειών της εφαρμογής. Όσο αφορά την έδραση των προσθετικών δακτυλίων στα ανάλογα εμφυτεύματος και κατ' επέκταση στα ίδια τα εμφυτεύματα αυτή είναι παθητική καθώς οι δακτύλιοι είναι εργοστασιακά προκατασκευασμένοι.

Απόλυτη παθητική εφαρμογή με την αυστηρή έννοια του όρου και με τις υπάρχουσες μεθόδους κατασκευής και τα αντίστοιχα υλικά εκλογής για την κατασκευή επιεμφυτευματικών προσθετικών εργασιών είναι εξαιρετικά δύσκολο να επιτευχθεί. Ωστόσο, με τους απαραίτητους κλινικούς και εργαστηριακούς χειρισμούς είναι δυνατόν να κατασκευαστούν επιεμφυτευματικές αποκαταστάσεις με αποδεκτά κλινικά αποτελέσματα. Οι μέθοδοι σχεδιασμού και κατασκευής με τη βοήθεια υπολογιστή CAD/CAM φαίνεται να βελτιώνουν σημαντικά τα προβλήματα εφαρμογής των προσθετικών αποκαταστάσεων που στηρίζονται σε εμφυτεύματα υπερτερώντας συγκριτικά με την παραδοσιακή συμβατική ροή εργασίας όσο αφορά το επίπεδο εφαρμογής που μπορούν να προσφέρουν.

Είναι σαφές ότι όσο εξελίσσεται και βελτιώνεται η CAD/CAM τεχνολογία τόσο σε επίπεδο λογισμικού (σχεδίαση) όσο και σε επίπεδο μεθόδων κατασκευής και αντίστοιχου εξοπλισμού τόσο θα βελτιώνεται και η ποιότητα κατασκευής των αποκαταστάσεων με ότι αυτό συνεπάγεται για την παθητική τους έδραση. Απαραίτητη προϋπόθεση τόσο για τον σύγχρονο κλινικό όσο και για τον σύγχρονο οδοντικό τεχνολόγο είναι η διαρκής εκπαίδευσή και η καθημερινή τριβή με τις ταχέως αναπτυσσόμενες προαναφερθείσες τεχνολογίες προκειμένου να είναι σε θέση να επωφεληθούν των σημερινών όσο και των αυριανών τους πλούσιων δυνατοτήτων.

## **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6 Η διαχείριση της σύγκλεισης στις ακίνητες επιεμφυτευματικές αποκαταστάσεις**

Κύριος στόχος της συγκλεισιακής προσέγγισης αναφορικά με τον σχεδιασμό και την κατασκευή μίας επιεμφυτευματικής αποκατάστασης είναι ο περιορισμός των βλαπτικών μηχανικών φορτίσεων. Η συγκλεισιακή υπερφόρτωση σχετίζεται άμεσα με την υπερφόρτιση των εμφυτευμάτων, με τις συνέπειες για τα εμφυτεύματα να είναι καταστροφικές. Η οστική απώλεια στην κορυφή της φατνιακής ακρολοφίας που αποδεδειγμένα επέρχεται λόγω των συγκλεισιακών υπερφορτίσεων ενδεχομένως να επηρεάζει αρνητικά ακόμη και την οστεοενσωμάτωση των εμφυτευμάτων (Misch 2005).

Σε αντίθεση με τα φυσικά δόντια όπου ο μηχανισμός της περιοδοντικής τους μεμβράνης απορροφά μέρος των συγκλεισιακών μεταφέροντας μικρότερες δυνάμεις στο οστό, η σύνδεση εμφυτεύματος και οστού είναι ανένδοτη με αποτέλεσμα οι δυνάμεις να μεταφέρονται σχεδόν αυτούσιες στο οστό. Γενικότερα κάτω από τις ίδιες μηχανικές φορτίσεις στα εμφυτεύματα εμφανίζονται μεγαλύτερες πιέσεις ιδιαίτερα στην περιοχή της κορυφής της φατνιακής ακρολοφίας. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι τα εμφυτεύματα δεν εμφανίζουν το είδος της κινητικότητας ή της μετακίνησης που εμφανίζουν τα φυσικά δόντια απέναντι σε περιπτώσεις συγκλεισιακού τραύματος ή πλάγιων δυνάμεων αντίστοιχα. Ακόμη η έλλειψη ιδιοδεκτικών μηχανισμών γύρω από τα εμφυτεύματα οδηγεί σε αύξηση της ένταση των ασκούμενων δυνάμεων. Η κυκλική διατομή σε όλο το μήκος των εμφυτευμάτων δεν τα καθιστά ανθεκτικά απέναντι σε πλάγιες δυνάμεις ενώ η ευαισθησία των εμφυτευμάτων είναι σπάνιο σύμπτωμα και όταν συμβαίνει συνήθως είναι αποτέλεσμα προχωρημένης βλάβης πράγμα που εμποδίζει την προληπτική δράση του οδοντιάτρου (Misch 2005)

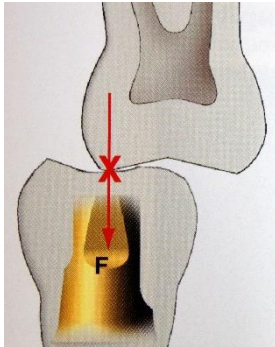
Τα παραπάνω χαρακτηριστικά των εμφυτευμάτων καθορίζουν σε μεγάλο βαθμό την συγκλεισιακή προσέγγιση, τον σχεδιασμό και την αντιμετώπιση των ασκούμενων δυνάμεων στις επιεμφυτευματικές αποκαταστάσεις. Δεν επιτρέπεται πρόωρη επαφή κατά την μέγιστη συγγόμφωση στην κεντρική σχέση. Ο κανόνας αυτός είναι πολύ σημαντικός στην εμφυτευματολογία. Ο περιορισμός των πιέσεων που δέχεται το κάθε εμφύτευμα αποτελεί στόχο του συγκλεισιακού σχήματος. Η θέση, το σχήμα και ο αριθμός τόσο των εμφυτευμάτων όσο και των φυσικών δοντιών σε συνδυασμό με το είδος της πρόσθεσης που θα κατασκευασθεί αποτελούν καθοριστικούς παράγοντες για την επιλογή του συγκλεισιακού σχήματος (Misch 2005).

Σε αποκαταστάσεις όπου συνυπάρχουν φυσικά δόντια και εμφυτεύματα είναι δυνατόν παρά τον σωστό συγκλεισιακό σχεδιασμό να παρατηρηθούν πρόωρες επαφές. Το γεγονός αυτό οφείλεται στην κινητικότητα των φυσικών δοντιών (οριζόντια και κάθετη μετατόπιση). Στην περίπτωση αυτή ο οδοντίατρος προχωράει σε εξάλειψη πρόωρων επαφών στην κεντρική σχέση πριν αρχίσει την τελική αποκατάσταση. Στην συνέχεια στην επιεμφυτευματική αποκατάσταση στο ήπιο κλείσιμο οι επαφές πρέπει να είναι ήπιες και στα φυσικά δόντια πιο έντονες ενώ στο έντονο κλείσιμο οι επαφές της επιεμφυτευματικής αποκατάστασης και των φυσικών δοντιών είναι παρόμοιες και κατά το δυνατόν παράλληλες με τον επιμήκη άξονα των εμφυτευμάτων. Η ίδια αρχή ακολουθείται σε περιπτώσεις όπου στο ένα ημιμόριο του στόματος εμφυτεύματα συγκλείνουν με εμφυτεύματα και στο άλλο δόντια με δόντια. Δηλαδή οι επαφές στα εμφυτεύματα στο ήπιο κλείσιμο είναι ισχνές ενώ στα φυσικά δόντια ισχυρότερες και στο δυνατό κλείσιμο παρόμοιες (Misch, 2005). Η επαρκής επιφάνεια επαφής είναι ακόμα ένας σημαντικός παράγοντας στην καθοδηγούμενη από εμφυτεύματα σύγκλειση. Όταν οι πλάγιες δυνάμεις ασκούνται σε μικρής επιφάνειας επαφής εμφυτεύματα αυξάνονται οι πιθανότητες επιπλοκών. Επομένως επιλέγονται φαρδιά εμφυτεύματα όπου τα ανατομικά χαρακτηριστικά του ασθενή το επιτρέπουν ή όταν αυτό δεν είναι δυνατόν συνίσταται η προσθήκη ενός επιπλέον στηρίγματος(εμφύτευμα) ή η σύνδεση των εμφυτευμάτων (Akca and Iplikcioglu 2002).

Ένα ευρέως χρησιμοποιούμενο συγκλεισιακό σχήμα είναι οι αμοιβαία προστατευόμενη από εμφυτεύματα σύγκλειση. Είναι ένα συγκλεισιακό σχήμα που χρησιμοποιείται και στον φυσικό φραγμό. Κατά τις λειτουργικές κινήσεις της κάτω γνάθου (προολίσθηση-πλαγιολίσθηση) τα πρόσθια δόντια διατηρούν επαφές ενώ τα οπίσθια αποσυγκλείνουν. Στην μέγιστη συγγόμφωση συγκλείνουν τα οπίσθια δόντια ενώ στα πρόσθια οι επαφές είναι ιδιαίτερα ήπιες. Κατά τις έκκεντρες κινήσεις αν υπάρχουν φυσικά υγιή δόντια αυτά αναλαμβάνουν να προστατεύουν τα οπίσθια από τις πλάγιες δυνάμεις. Όταν όμως ο πρόσθιος οδηγός στηρίζεται σε εμφυτεύματα πρέπει να είναι όσο το δυνατόν πιο ομαλός για να μειωθούν οι βλαπτικές πλάγιες δυνάμεις (Ανδριτσάκης 2008). Ένα ακόμη δημοφιλές συγκλεισιακό σχήμα που απευθύνεται κυρίως σε κινητές επιεμφυτευματικές εργασίες είναι η αμοιβαία προστασία. Το εν λόγω συγκλεισιακό σχήμα εξασφαλίζει ομαδικές αμοιβαίες επαφές τόσο κατά την πλαγιολίσθηση και την προολίσθηση όσο και στην κεντρική σχέση προσφέροντας ευστάθεια. Ενδείκνυται σε περιπτώσεις δυσλειτουργίας (Γιαννικάκης και Καρκαζής 2018).

Οι δυνάμεις που ασκούνται στα εμφυτεύματα και στις προσθετικές αποκαταστάσεις που στηρίζονται σε αυτά είναι καθοριστικές για την επιτυχία των εργασιών. Τα εμφυτεύματα

συμπεριφέρονται καλύτερα σε φορτίσεις παράλληλες με τους επιμήκεις άξονές τους (Εικ.15) καθώς έτσι μειώνεται το ποσοστό των εφελκυστικών και διατμητικών πιέσεων. Ενώ όταν οι ασκούμενες πιέσεις είναι πλάγιες εμφανίζονται μεγαλύτερες πιέσεις στην κορυφή της ακρολοφίας. (Misch 2005).



Εικόνα 15 Δυνάμεις παράλληλες και κοντά στον επιμήκη άξονα των εμφυτευμάτων (Misch 2005).

Μία ακόμη σημαντική παράμετρος που καθορίζει την γωνία εφαρμογής της δύναμης στα εμφυτεύματα είναι η γωνία της επικλινούς επιφάνειας της μασητικής επιφάνειας. Όσο μεγαλύτερη η γωνία των φυμάτων τόσο μεγαλύτερες οιγωνιώδεις δυνάμεις στην κορυφή της φατνιακής απόφυσης. Επομένως οι συγκλεισιακές επαφές προτιμότερο είναι να εντοπίζονται σε όσο το δυνατόν πιο επίπεδες επιφάνειες. Για να επιτευχθεί αυτό διευρύνεται η κεντρική αύλακα στα 2-3 χιλιοστά και τοποθετείται πάνω από το κέντρο του κολοβώματος ενώ ταυτόχρονα τροποποιείται και το φύμα του ανταγωνιστή. Το ύψος της μύλης των επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων είναι ακόμη ένας καθοριστικός για την κατανομή των δυνάμεων παράγοντας καθώς όσο μεγαλώνει το ύψος της μύλης τόσο μεγαλώνουν οι ροπές δυνάμεων στην κορυφή της ακρολοφίας με κάθε πλάγια δύναμη που ασκείται (Misch 2005).

Σε συγκλεισιακά σχήματα όπου υπάρχουν πρόβολοι ασκούνται εφελκυστικές και διατμητικές τάσεις στο πιο παρακείμενο προς τον πρόβολο εμφύτευμα καθώς η ένταση της πίεσης που ασκείται σε αυτό είναι ανάλογη του μήκους του προβόλου. Καθοριστικό επίσης ρόλο στην άσκηση πιέσεων σε συγκλεισιακά σχήματα με προβόλους έχουν ο αριθμός, η θέση και η διασπορά των εμφυτευμάτων. Οι πρόβολοι πολλές φορές είναι υπεύθυνοι για φθορές προσθετικών εξαρτημάτων κυρίως προσθετικών βιδών. Για τους παραπάνω λόγους ο στόχος της συγκλεισιακής προσέγγισης στις επιεμφυτευματικές αποκαταστάσεις είναι η μείωση της έντασης των δυνάμεων που ασκούνται στους προβόλους. Αυτό επιτυγχάνεται



εξαλείφοντας τις ασκούμενες πλάγιες δυνάμεις στους προβόλους και μειώνοντας την δύναμη των επαφών απομακρυνόμαστε από το υπομόχλιο (Misch 2005).

Στην προστατευόμενη από εμφυτεύματα σύγκλιση ιδιαίτερη σημασία δίδεται στην θέση των συγκλεισιακών επαφών, στο περίγραμμα των επιεμφυτευματικών στεφανών καθώς και στα υλικά των μασητικών επιφανειών. Η θέση των συγκλεισιακών επαφών προσδιορίζει την διεύθυνση των ασκούμενων δυνάμεων. Στις επιεμφυτευματικές αποκαταστάσεις συστήνεται ο περιορισμός των επαφών προκειμένου να μειωθούν οι έκκεντρες φορτίσεις. Η θέση των επαφών πρέπει να είναι πάνω από τα εμφυτεύματα στην κεντρική αύλακα ενώ οι δευτερεύουσες επαφές πρέπει να βρίσκονται περιμετρικά της κεντρικής αύλακας με ακτίνα 1 χιλιοστό προκειμένου να αποφεύγονται οι ροπές που αναπτύσσονται. Όσο αφορά το περίγραμμα των επιεμφυτευματικών στεφανών, όταν η αισθητική δεν αποτελεί εμπόδιο προτείνεται η κατασκευή στενής μασητικής τράπεζας με την οποία το περίγραμμα του εκλιπόντος δοντιού αποκαθίσταται χωρίς τη δημιουργία επιπίων, έτσι μειώνονται οι πλάγιες δυνάμεις, διευκολύνεται η διατήρηση της υγιεινής, ενώ απαιτείται σημαντικά μικρότερη δύναμη τόσο για τη διάτμηση όσο και τη μάσηση της τροφής (Misch 2005).

Τα διαθέσιμα υλικά για την κάλυψη των μασητικών επιφανειών των επιεμφυτευματικών εργασιών είναι η πορσελάνη, το μέταλλο, η ζirkονία και η ρητίνη. Από αυτά το μέταλλο παρουσιάζει τις καλύτερες μηχανικές ιδιότητες, την καλύτερη αντοχή στην αποτριβή, χρειάζεται τον λιγότερο μεσοφραγματικό χώρο, προσφέρεται για καλύτερη συγκράτηση, έχει καλύτερη ακρίβεια διαστάσεων και απορροφά καλύτερα τις δυνάμεις κρούσης κατά τη μάσηση. Οι αισθητικές απαιτήσεις καλύπτονται καλύτερα από την πορσελάνη η οποία παρουσιάζει καλύτερη αντοχή στη θραύση και την αποτριβή από ότι το ακρυλικό και προσφέρει καλύτερη συγκράτηση. Τα χαρακτηριστικά αυτά σε συνδυασμό με τις ανάγκες της κάθε επιεμφυτευματικής πρόσθεσης και τα χαρακτηριστικά του ασθενή (μερική ή ολική ανοδοντία και υλικό ανταγωνιστών) μας οδηγούν στην επιλογή κατάλληλου κάθε φορά υλικού κάλυψης των μασητικών επιφανειών (Sevimay et al. 2005, Misch 2005).

- **Επιπτώσεις απόδοσης λανθασμένης σύγκλισης στις επιεμφυτευματικές προσθέσεις**

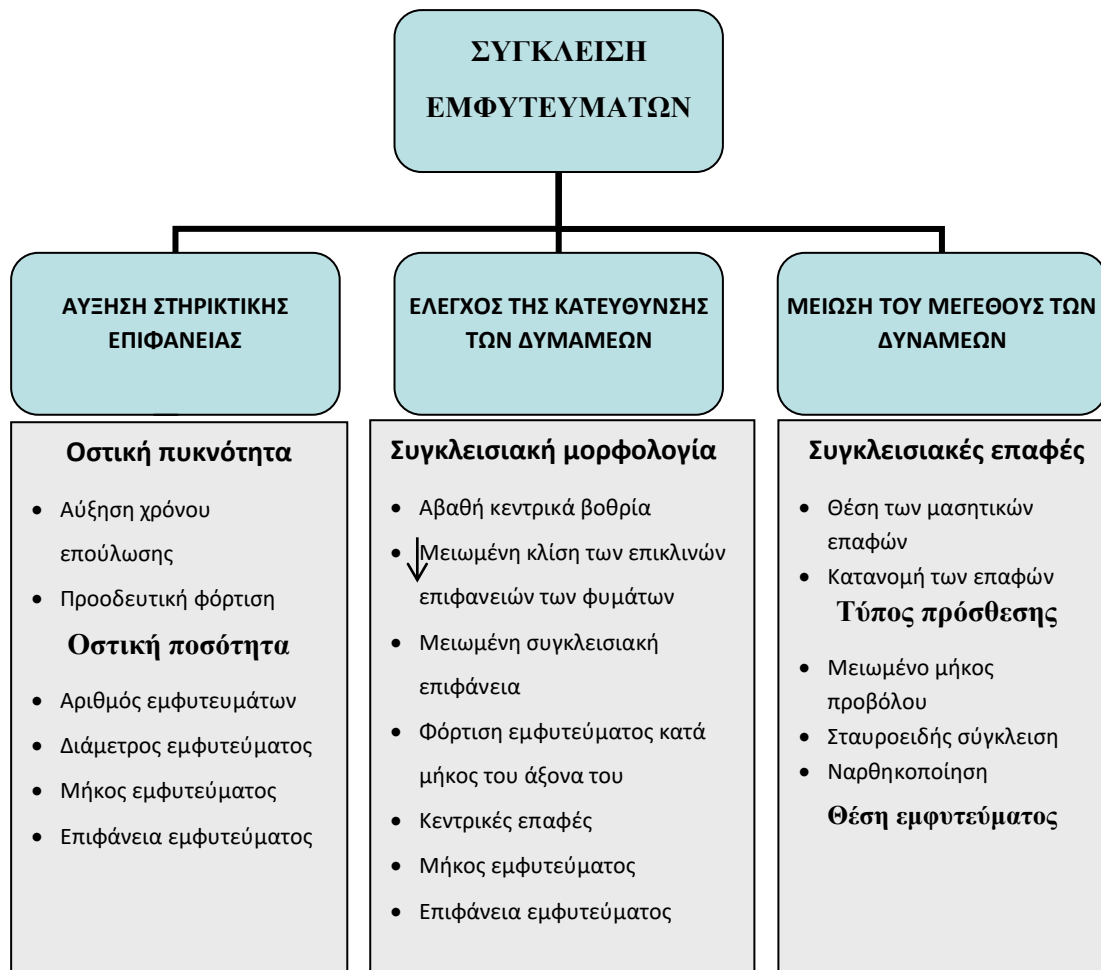
Σε μία επιεμφυτευματική αποκατάσταση όπου η σύγκλειση δεν έχει διαμορφωθεί σωστά μπορούν να προκύψουν διαφόρων τύπων συγκλεισιακά τραύματα, άσκηση πλάγιων δυνάμεων, πρόωρες επαφές τα οποία επιβαρύνουν την κορυφή της φατνιακής ακρολοφίας και προκαλούν προβλήματα στην σύνδεση οστού-εμφυτεύματος. Τα εμφυτεύματα δεν διαθέτουν τους μηχανισμούς του φυσικού δοντιού (περιοδόντιο) έτσι ώστε να ανταπεξέρθουν σε τέτοιου είδους παθογενείς καταστάσεις με αποτέλεσμα οι ζημιές που μπορεί να προκληθούν δύσκολα να αποκαθίσταται. Η γενικότερη έλλειψη ιδιοδεκτικών μηχανισμών στην περιοχή των εμφυτευμάτων δυσκολεύει την αντίληψη του ασθενούς με αποτέλεσμα να ασκούνται έντονες δυνάμεις οι οποίες ιδιαίτερα όταν δεν είναι παράλληλες με τον επιμήκη άξονα των εμφυτευμάτων αποδεικνύονται καταστροφικές. Στον παρακάτω Πίνακα 2 αναφέρονται ορισμένες από τις επιπλοκές-συνέπειες που είναι αποτέλεσμα των ασκούμενων δυνάμεων στην περιοχή της κορυφής της φατνιακής ακρολοφίας και αφορούν τόσο την προσθετική αποκατάσταση όσο και το οστικό υπόβαθρο (Γιαννικάκης και Καρκαζής 2018).

<b>Συνέπειες απόδοσης λανθασμένης σύγκλεισης στις επιεμφυτευματικές προσθέσεις</b>
Απώλεια εμφυτευμάτων
Απώλεια οστού στην περιοχή της φατνιακής ακρολοφίας
Περιεμφυτευματίτιδα
Διαταραχή της οστεοενσωμάτωσης
Θραύση του διαβλεννογονίου τμήματος
Χαλάρωση των προσθετικών βιδών
Αποκόλληση των αποκαταστάσεων
Απόσπαση δοντιών από υβριδικές κατασκευές
Θραύση των εξαρτημάτων
Θραύση της πορσελάνης
Θραύση των αποκαταστάσεων

- **Γενικές αρχές σχεδίασης σύγκλεισης επιεμφυτευματικών προσθέσεων**

Η σύγκλειση προστατευόμενη από εμφυτεύματα πρέπει να αποτρέπει την υπερφόρτωση των εμφυτευμάτων, οστού και πρόσθεσης, να διατηρεί την αναγκαία στήριξη

για τις συγκεκριμένες εμβιομηχανικές ανάγκες του κάθε ασθενή και να εξασφαλίζει την μακροβιότητα τόσο των εμφυτευμάτων όσο και των προσθέσεων. Οι Kim et al αναφέρουν τους έξι καθοριστικούς παράγοντες που επιδρούν στην διαμόρφωση της σύγκλεισης προστατευόμενης από εμφυτεύματα (Εικ.16), (Kim et al. 2005).



Εικ.16 Καθοριστικοί παράγοντες για την σύγκλειση προστατευόμενη από εμφυτεύματα. (Kim et al. 2005).

Η επιλογή του κατάλληλου συγκλεισιακού σχήματος αποτελεί καθοριστικό στάδιο για την εξέλιξη και την επιτυχία της επεμφυτευματικής αποκατάστασης. Στον συγκλεισιακό σχεδιασμό πρέπει να προβλέπεται ικανός μεσοφραγματικός χώρος για την τοποθέτηση της κατασκευής. Η εκτίμηση του διαθέσιμου χώρου στις οπίσθιες περιοχές είναι μία σχετικά εύκολη υπόθεση σε αντίθεση με την πρόσθια περιοχή όπου στοιχεία όπως η οριζόντια και η

κατακόρυφη πρόταξη πρέπει να λαμβάνονται υπόψη. Το συμβατικό ή ψηφιακό διαγνωστικό κέρωμα (ή διαγνωστική σύνταξη) αποτελεί ένα ιδιαίτερα χρήσιμο εργαλείο στην περίπτωση αυτή. Το χρησιμοποιούμενο σύστημα εμφυτευμάτων σε συνδυασμό με το αν η αποκατάσταση θα είναι κοχλιούμενη ή συγκολλούμενη είναι και αυτοί παράγοντες που καθορίζουν τον απαιτούμενο μεσοφραγματικό χώρο. Ένας παράγοντας που επηρεάζει ιδιαίτερα τον συγκλεισιακό σχεδιασμό είναι η έκταση της νωδότητας. Ανεξάρτητα από τα εκάστοτε χαρακτηριστικά και τις ιδιαιτερότητες του κάθε ασθενούς ο συγκλεισιακός σχεδιασμός πρέπει να πληροί κάποιες βασικές αρχές (Wassell et al. 2008, Γιαννικάκης και Καρκαζής 2018). Αυτές είναι:

- Κατανομή επαφών σε όσο το δυνατόν περισσότερα δόντια
- Ελευθερία κατά την προολίσθηση και πλαγιολίσθηση
- Μέγιστη δυνατή υποστήριξη της μέγιστης συγγόμφωσης.

#### ❖ Συγκλεισιακά πρότυπα σε ακίνητες επιεμφυτευματικές αποκαταστάσεις

##### i. Ολικής ανοδοντίας

Σε περιπτώσεις ολικής ανοδοντίας η θέση μέγιστης συναρμογής έχει χαθεί (απώλεια δοντιών), οπότε οδηγούμαστε σε αναδιοργάνωση της σύγκλεισης χρησιμοποιώντας ως σημείο εκκίνησης τις κροταφογναθικές διαρθρώσεις (εύρεση κεντρικής σχέσης). Σε ακίνητες επιεμφυτευματικές αποκαταστάσεις όπου αποκαθίσταται ολόκληρο το οδοντικό τόξο είτε οι ανταγωνιστές είναι φυσικά δόντια είτε άλλες προσθετικές αποκαταστάσεις το ενδεδειγμένο συγκλεισιακό σχήμα είναι η αμοιβαία προστατευόμενη σύγκλειση (αμοιβαία προστασία). (Γιαννικάκης και Καρκαζής 2018)

Στο συγκλεισιακό σχήμα της αμοιβαίας προστασίας στην μέγιστη συγγόμφωση οι κύριες επαφές (πιέσεις) ασκούνται στα οπίσθια δόντια όπου η φορά των δυνάμεων σε σχέση με την κλίση των εμφυτευμάτων είναι ευνοϊκότερη (αν στα οπίσθια δόντια υπάρχουν πρόβολοι σε αυτούς στην μέγιστη συγγόμφωση αφήνουμε ελαφρές επαφές) ενώ στα πρόσθια οι επαφές είναι ήπιες. Με τον τρόπο αυτό αποφεύγεται η άσκηση πιέσεων στο πρόσθιο τμήμα της εργασίας όπου συνήθως τα εμφυτεύματα τοποθετούνται με χειλική κλίση ως προς το μασητικό επίπεδο. Η ορθή κατανομή δυνάμεων ελέγχεται από τον κλινικό με τη χρήση λεπτών χαρτιών δήξης πάχους (10μm) τα οποία θα πρέπει να ολισθαίνουν ελαφρώς στην περιοχή των πρόσθιων δοντιών ( από κυνόδοντα σε κυνόδοντα), ενώ στα οπίσθια θα πρέπει να έχουν θετική αντίσταση.

Κατά την προολίσθηση αλλά και κατά τις πλαγιολισθήσεις τα οπίσθια δόντια πρέπει να αποσυγκλείνουν ιδίως όταν αυτά φέρουν προβόλους (στους προβόλους στις πλάγιες κινήσεις εξαλείφουμε τις επαφές). Οι τροχιές των έκκεντρων κινήσεων της κάτω γνάθου θα πρέπει να καταγράφονται όσο το δυνατόν πιο μπροστά στον φραγμό και την καθοδήγηση της γνάθου κατά την διάρκεια των κινήσεων αυτών πρέπει να αναλαμβάνουν δύο ή και τρία εμφυτεύματα (συμπεριλαμβανομένου του κυνόδοντα) σε σχήμα πρόσθιας ομαδικής προστασίας. Με αυτόν τρόπο οι πλάγιες δυνάμεις που θα ήταν ιδιαιτέρως επιβλαβείς και έντονες αν επιβάρυναν μόνο ένα δόντι π. χ. (κυνοδοντική προστασία) εξασθενούν ασκούμενες σε παραπάνω δόντια και κατ' επέκταση μεγαλύτερη επιφάνεια επαφής. (Γιαννικάκης και Καρκαζής 2018)

Ο συγκλεισιακός σχεδιασμός θα πρέπει να ελέγχεται με τη βοήθεια των προσωρινών αποκαταστάσεων. Εκεί τυχόν κροταφογναθικά προβλήματα και ενδεχόμενες θραύσεις ή αποτυχίες τις κονιάς δρουν προειδοποιητικά ενημερώνοντας για πιθανές δυσλειτουργίες τόσο κατά την διάρκεια των έκκεντρων κινήσεων της κάτω γνάθου (πλαγιολισθήσεις-προολίσθηση) όσο και σε θέση κεντρικής σχέσης (μέγιστη συναρμογή). Τα πιθανά σφάλματα και οι ατέλειες πρέπει να αξιολογούνται και να διορθώνονται στις προσωρινές αποκαταστάσεις έτσι ώστε να μην μεταφέρονται στις τελικές αποκαταστάσεις. (Γιαννικάκης και Καρκαζής 2018)

Οι νεότερες απόψεις (Kim et al. 2005, Gross 2008) για τα συγκλεισιακά πρότυπα που πρέπει να εφαρμόζονται σε ακίνητες επιεμφυτευματικές προσθέσεις ολικής νωδότητας είναι:

- Ισορροπη σύγκλειση αν ο αντίθετος φραγμός φέρει κινητή πρόσθεση.
- Ομαδική συνέργεια ή πρόσθια προστασία με ομαλό, ήπιας κλίσης πρόσθιο οδηγό αν ο αντίθετος φραγμός έχει φυσική οδοντοφυΐα.
- Όχι επαφές στην περιοχή των προβόλων, τόσο στην εργαζόμενη όσο και στη μη εργαζόμενη πλευρά κίνησης. Κενό της τάξης των 100 μm.
- Προκειμένου για άπω πρόβολα, η προσθήκη ενός προγομφίου είναι ασφαλής.
- Ναρθηκοποίηση στηριγμάτων.
- Μακρά κεντρική με περιοχή ελευθερίας (1-1,5 mm).
- Αναλογία ύψους μύλης επιεμφυτευματικής πρόσθεσης μήκος εμφυτεύματος μεγαλύτερη **1:1** είναι μη επιθυμητή.

## **ii. Μερικής ανοδοντίας ( πρόσθιας & οπίσθιας περιοχής)**

Σε περιπτώσεις μερικής ανοδοντίας αρχικά αξιολογούνται η έκταση της νωδότητας και κατ' επέκταση ο διαθέσιμος για την αποκατάσταση χώρος, η κατάσταση των ιστών υποστήριξης και η σχεδίαση της πρόσθεσης. Στη συνέχεια αποφασίζεται είτε προσαρμογή στο υπάρχον συγκλεισιακό σχήμα είτε αναδιοργάνωση της σύγκλεισης. Όταν η θέση μέγιστης συγγόμφωσης είναι ασταθής ή υπάρχουν παρεμβολές που προκαλούν πρόσθια ώθηση της κάτω γνάθου ή όταν ο χώρος της αποκατάστασης εξασφαλίζεται μέσω της αύξησης της κατακόρυφης διάστασης η αναδιοργάνωση της σύγκλεισης θεωρείται επιβεβλημένη. Διαφορετικά με κάποιες μικρές τροποποιήσεις όπως μείωση υπερεκφυμένων δοντιών και εξάλειψη πρόωρων επαφών γίνεται προσαρμογή στο υπάρχον συγκλεισιακό σχήμα. Γενικώς σε μερικώς νωδές γνάθους όπου ακίνητες επιεμφυτευματικές αποκαταστάσεις συνυπάρχουν με φυσικά δόντια ενδεδειγμένο συγκλεισιακό σχήμα είναι η αμοιβαία προστασία (κυνοδοντική προστασία ή ομαδική συνέργεια, ανάλογα με την περιοχή της νωδότητας και των εμφυτευμάτων), (Γιαννικάκης και Καρκαζής 2018).

Τα φυσικά δόντια λόγω του περιοδοντικού τους συνδέσμου έχουν την δυνατότητα να μετακινούνται (πλάγια-κατακόρυφα) τόσο όταν συγκλείνουν με ανταγωνιστές όσο και όταν τους ασκούνται δυνάμεις. Η κατακόρυφη μετατόπιση ενός φυσικού δοντιού φτάνει τα 28μm. Έτσι ενώ ο συγκλεισιακός σχεδιασμός μπορεί να είναι σωστός εξαιτίας της κινητικότητας των φυσικών δοντιών δημιουργούνται πρόωρες επαφές στα εμφυτεύματα με αποτέλεσμα να σηκώνουν όλο το συγκλεισιακό βάρος. Προκειμένου να αποφευχθεί η υπερφόρτιση των εμφυτευμάτων κατά την μέγιστη συγγόμφωση συστήνεται οι επιεμφυτευματικές στεφάνες να έχουν ελαφρές επαφές με τους ανταγωνιστές και οι κύριες δυνάμεις να ασκούνται στα φυσικά δόντια (Γιαννικάκης και Καρκαζής 2018).

Σε περιπτώσεις μερικής νωδότητας προσθίων δοντιών εάν υπάρχει ο κυνόδοντας το συγκλεισιακό σχήμα που ακολουθείται είναι η κυνοδοντική προστασία. Οπότε κατά τις έκκεντρες κινήσεις της γνάθου (πλαγιολισθήσεις-προολίσθηση) ο κυνόδοντας καθοδηγεί την γνάθο και τα οπίσθια δόντια αποσυγκλείνουν. Κατά την μέγιστη συγγόμφωση στα οπίσθια φυσικά δόντια ασκούνται οι κύριες δυνάμεις ενώ στα πρόσθια τα οποία υποστηρίζονται από εμφυτεύματα οι δυνάμεις είναι ιδιαίτερος ελαφρές (Γιαννικάκης και Καρκαζής 2018).

Σε περιπτώσεις μερικής νωδότητας προσθίων δοντιών όπου δεν υπάρχει κυνόδοντας κατά τις πλαγιολισθήσεις και την προολίσθηση προκειμένου να αποφευχθεί η άσκηση ισχυρών πλάγιων δυνάμεων σε ένα εμφύτευμα προτείνεται συγκλεισιακό σχήμα ομαδικής συνέργειας με την συμμετοχή τουλάχιστον των προγομφίων. Ο στόχος είναι τα φορτία να κατανέμονται σε όσο το δυνατόν μεγαλύτερη επιφάνεια προκειμένου να προστατεύονται τα

εμφυτεύματα από πλάγιες και περιστροφικές δυνάμεις. Κατά την μέγιστη συγγόμφωση ισχύει ότι και στην παραπάνω περίπτωση (Γιαννικάκης και Καρκαζής 2018).

Σε περιπτώσεις μερικής νωδότητας οπίσθιων δοντιών και πάλι το συγκλεισιακό σχήμα που ενδείκνυται είναι η αμοιβαία προστασία. Οι συγκλεισιακές επαφές των επιεμφυτευματικών εργασιών πρέπει να είναι σημειακές ενώ οι επαφές κατά τις πλάγιες κινήσεις αποφεύγονται. Κατά την μέγιστη συγγόμφωση αποφεύγονται οι πρόωρες επαφές και δημιουργούνται ταυτόχρονες σημειακές επαφές τόσο στα φυσικά δόντια όσο και στα εμφυτεύματα με τις επαφές στα εμφυτεύματα να είναι ηπιότερες των φυσικών δοντιών. Στο ήπιο κλείσιμο κατά την μέγιστη συγγόμφωση η ορθή κατανομή δυνάμεων ελέγχεται από τον κλινικό με τη χρήση λεπτών χαρτιών δήξης πάχους 8μm τα οποία θα πρέπει να ολισθαίνουν ελαφρώς μεταξύ της επιεμφυτευματικής αποκατάστασης και των ανταγωνιστών της ενώ μεταξύ φυσικών δοντιών και ανταγωνιστών θα πρέπει να έχουν θετική αντίσταση. Στο κανονικό κλείσιμο τόσο τα εμφυτεύματα όσο και τα φυσικά δόντια έχουν όμοιες θετικές επαφές με τους ανταγωνιστές. Ο σχεδιασμός αυτός αποτρέπει την υπερφόρτιση των εμφυτευμάτων καθώς οι πιέσεις κατά κύριο λόγο ασκούνται στα φυσικά δόντια των οποίων η κινητικότητα σε διαφορετική περίπτωση θα επιβάρυνε τις επιεμφυτευματικές αποκαταστάσεις. Την καθοδήγηση της γνάθου κατά της έκκεντρες κινήσεις (πλαγιολισθήσεις-προολίσθηση) αναλαμβάνουν τα πρόσθια φυσικά δόντια (κυνοδοντική προστασία ή πρόσθια προστασία) ενώ στα οπίσθια δόντια δεν υπάρχουν επαφές (αποσυγκλείνουν), (Γιαννικάκης και Καρκαζής 2018). Όταν όλα τα οπίσθια δόντια είναι εμφυτεύματα η συγκλεισιακή διευθέτηση διαμορφώνεται με τα πρόσθια δόντια να έχουν πιο έντονες επαφές στο ήπιο κλείσιμο ενώ στο δυνατό κλείσιμο οι επαφές σε πρόσθια και οπίσθια δόντια διαμορφώνονται ίσες.

Σε μικρής έκτασης νωδότητα που αποκαθίσταται με μονήρες εμφύτευμα συνήθως αναπαράγεται το υπάρχον συγκλεισιακό σχήμα. Όταν η επιεμφυτευματική εργασία βρίσκεται στο πρόσθιο μέρος της γνάθου αν αυτή είναι συγκολλούμενη η κλίση του εμφυτεύματος είναι αρκετά χειλική με αποτέλεσμα να ασκούνται πλάγιες φορτίσεις ιδιαίτερα επιβαρυντικές για τη σύνδεση οστού-εμφυτεύματος. Σε αυτές τις περιπτώσεις κρίνεται σημαντικό οι επαφές να κατανέμονται στα γειτονικά φυσικά δόντια και να απομακρύνονται από το εμφύτευμα. Μία αντίστοιχης έκτασης κοχλιούμενη αποκατάσταση δεν αντιμετωπίζει τέτοιο πρόβλημα καθώς το εμφύτευμα σε αυτή την περίπτωση τοποθετείται με περισσότερο υπερώια κλίση έτσι ώστε η έξοδος της βίδας να είναι στη γλωσσική αύλακα του δοντιού.

Ιδιαίτερο ενδιαφέρον παρουσιάζει η αποκατάσταση μονήρους εμφυτεύματος στον κυνόδοντα. Εφόσον πρόκειται για φυσικό φραγμό στον οποίο λείπει ένα μόνο δόντι το συγκλεισιακό σχήμα θα είναι αυτό της αμοιβαίας προστατευόμενης σύγκλεισης. Αναλυτικότερα τα οπίσθια δόντια αποσυγκλείνουν κατά τις έκκεντρες κινήσεις της γνάθου ενώ κατά την μέγιστη συγγόμφωση οι κύριες επαφές ασκούνται στα οπίσθια δόντια (στα πρόσθια αφήνονται ελαφρές επαφές). Δεν αφήνονται επαφές στο εμφύτευμα κατά την πλαγιολίσθηση της αντίθετης πλευράς. Κατά την προολίσθηση δεν αφήνουμε επαφή στο εμφύτευμα εκτός και αν είναι αναγκαίο οπότε αφήνουμε επαφή σε δυνατό κλείσιμο. Όταν ο κυνόδοντας (εμφύτευμα) καλείται να καθοδηγήσει την γνάθο (πλαγιολίσθηση) υπάρχουν αντικειμενικές δυσκολίες όπως η έλλειψη ιδιοδεκτικού μηχανισμού που οδηγεί τον κλινικό στο να συμπεριλάβει και ένα φυσικό δόντι στην πλάγια κίνηση. Συνήθως δόντι εκλογής αποτελεί ο πλάγιος τομέας διότι είναι ακόμη πιο μακριά από την άρθρωση. Σε περίπτωση που αυτό δεν καθίσταται δυνατό τότε συμμετέχει ο πρώτος προγόμφιος (Γιαννικάκης και Καρκαζής 2018).

#### ❖ Συμπεράσματα

- Η επιλογή του κατάλληλου συγκλεισιακού σχήματος σχετίζεται άμεσα με παράγοντες όπως ο τύπος της κατασκευαζόμενης πρόσθεσης, η κατάσταση των ανταγωνιστών, η σχέση των γνάθων και η λειτουργία του στοματογναθικού συστήματος του ασθενούς.
- Ο συγκλεισιακός σχεδιασμός πρέπει να αποτρέπει την υπερφόρτωση της πρόσθεσης και κατ' επέκταση του εμφυτεύματος και του οστού και να εξασφαλίζει την μακροβιότητα τόσο των εμφυτευμάτων όσο και των προσθέσεων
- Οι συγκλεισιακές δυνάμεις πρέπει να ασκούνται όσο το δυνατόν παράλληλα με τον επιμήκη άξονα του εμφυτεύματος ενώ οι ζημιογόνες πλάγιες και οι μη αξονικές φορτίσεις πρέπει να αποφεύγονται.
- Οι πρόωρες συγκλεισιακές επαφές οδηγούν σε πλάγιες επιβλαβείς φορτίσεις και πρέπει να αποφεύγονται.
- Ο έλεγχος της συγκλεισιακής απόδοσης θα πρέπει να πραγματοποιείται σε συνθήκες στατικής και δυναμικής σύγκλεισης.
- Η μορφολογία της σύγκλεισης των επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων θα πρέπει να διαμορφώνεται με αβαθή κεντρικά βοθρία, μειωμένη κλίση των επικλινών επιφανειών των φυμάτων, ελαττωμένη μασητική τράπεζα παρειογλωσσικά, μειωμένη συγκλεισιακή επιφάνεια, ενώ η φόρτιση των εμφυτευμάτων θα πρέπει να πραγματοποιείται κατά μήκος των αξόνων τους.



- Ο σχεδιασμός και η κατασκευή του σκελετού της υπερκατασκευής πρέπει να γίνεται με ιδιαίτερη προσοχή και με βάση τις συστάσεις των κατασκευαστών. Πρέπει να γίνεται συνεχής εκτίμηση σε κάθε στάδιο για να διασφαλίζεται η παθητική εφαρμογή.
- Στις αποκαταστάσεις με προβόλους αυτοί θα πρέπει να σχεδιάζονται με όσο το δυνατό μικρότερο μήκος και οι επαφές στους προβόλους πρέπει να απαλείφονται τόσο σε θέση μέγιστης συγγόμφωσης όσο και κατά τις έκκεντρες κινήσεις της κάτω γνάθου.
- Πιθανά σφάλματα και οι ατέλειες πρέπει να αξιολογούνται και να διορθώνονται στις προσωρινές αποκαταστάσεις έτσι ώστε να μην μεταφέρονται στις τελικές αποκαταστάσεις.
- Πρέπει να εξετάζονται πολλές παράμετροι αναφορικά με την επιλογή του υλικού συγκλεισιακών επιφανειών. Οι αισθητικές ζώνες συστήνεται να καλύπτονται με πορσελάνη ενώ σε περιπτώσεις οπίσθιων επαφών προτιμάται η ρητίνη. Σε εξεζητημένες φορτίσεις οπίσθιων περιοχών η μονολιθική ζirkονία μπορεί να αποτελέσει υλικό εκλογής και όταν η αισθητική το επιτρέπει μπορούν να χρησιμοποιηθούν και μεταλλικές επιφάνειες.

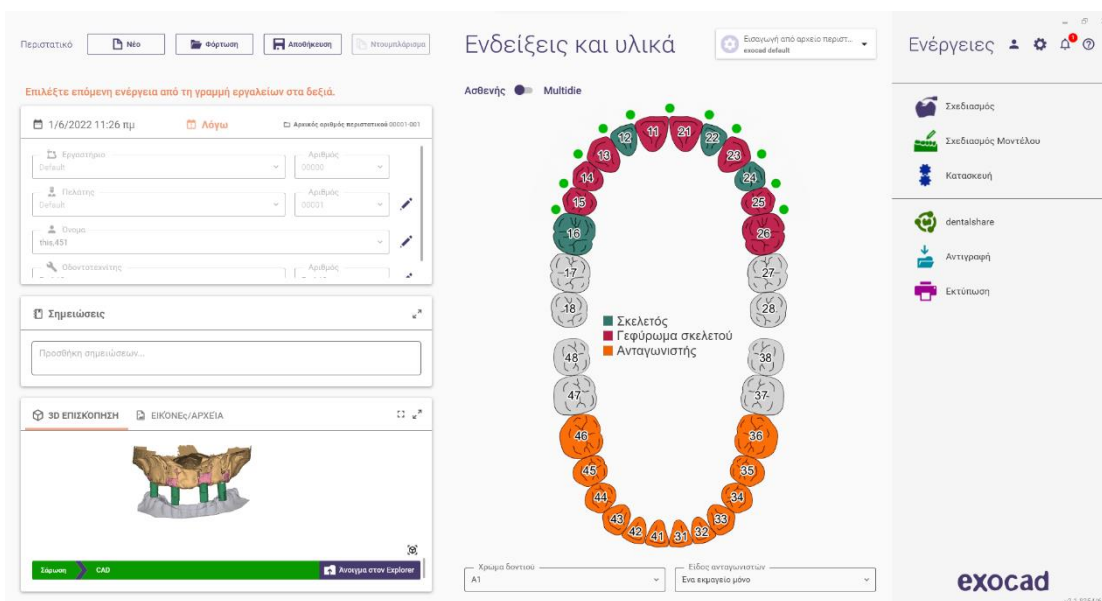
## **ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ**

# ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1. ΨΗΦΙΑΚΟΣ ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΚΟΧΛΙΟΥΜΕΝΩΝ ΕΠΙΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΙΚΩΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΕΩΝ

## 1.1 Σχεδίαση σκελετού κοχλιούμενων επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων αναλογικής αποτύπωσης με τη βοήθεια της CAD-CAM τεχνολογίας

- Αρχική καρτέλα

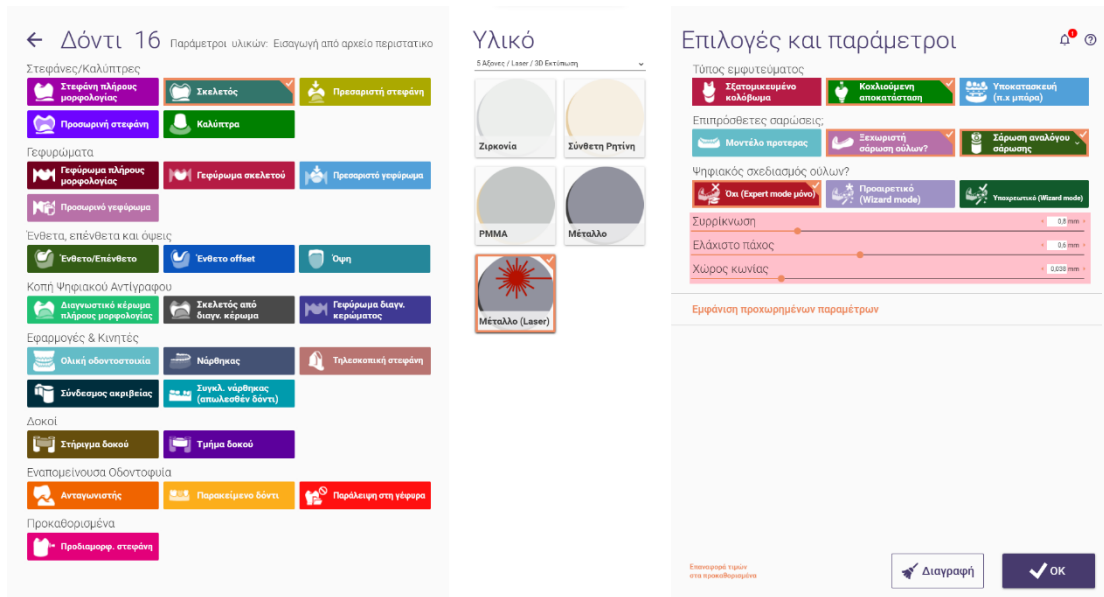
Πρώτο βήμα για τον σχεδιασμό κάθε επιεμφυτευματικής προσθετικής αποκατάστασης που έχει αποτυπωθεί αναλογικά αποτελεί η ψηφιοποίηση του εκμαγείου εργασίας, του ανταγωνιστή φραγμού, των μαλακών μορίων (σάρωση ούλων) και των ψηφιακών αξόνων σάρωσης (scanbody). Στην αρχική «καρτέλα» (Εικ. 1) δηλώνονται με προσοχή όλες οι απαραίτητες πληροφορίες που αφορούν τον θεράποντα ιατρό, το εργαστήριο και τα επιμέρους στοιχεία της αποκατάστασης όπως οι θέσεις των εμφυτευμάτων στον προς αποκατάσταση φραγμό, οι νωδές περιοχές, οι ανταγωνιστές και τα παρακείμενα δόντια εφόσον αυτά υπάρχουν.



Εικ 1. Αρχική καρτέλα (Νικόπουλος 2024)

Στο δεξιό μέρος της αρχικής καρτέλας εμφανίζονται τα δόντια της άνω και της κάτω γνάθου αριθμημένα. Ο χρήστης πηγαίνοντας τον κέρσορα πάνω σε κάθε δόντι επιλέγει τον τρόπο με τον οποίο θα αναγνωρίσει το πρόγραμμα το συγκεκριμένο δόντι (επιεμφυτευματικό στήριγμα, γεφύρωμα σκελετού, νωδή περιοχή, παρακείμενο δόντι ή δόντι ανταγωνιστής κ. α.) τόσο στο στάδιο της σάρωσης αν η αποτύπωση είναι αναλογική όσο και

στο στάδιο του σχεδιασμού της αποκατάστασης. Ιδιαίτερη προσοχή οφείλει να δώσει ο χρήστης του λογισμικού σχεδίασης όσον αφορά τη δήλωση της θέσης των δοντιών στα οποία έχουν τοποθετηθεί τα εμφυτεύματα στα οποία πρέπει να ενεργοποιηθεί η υποκαρτέλα που αναφέρεται ως «κοχλιούμενη αποκατάσταση» (Εικ. 2,3) προκειμένου το λογισμικό να ζητήσει την τοποθέτηση και τη σάρωση των ψηφιακών αξόνων (scan-body).



Εικ. 2 Αρχική καρτέλα (Νικόπουλος 2024)

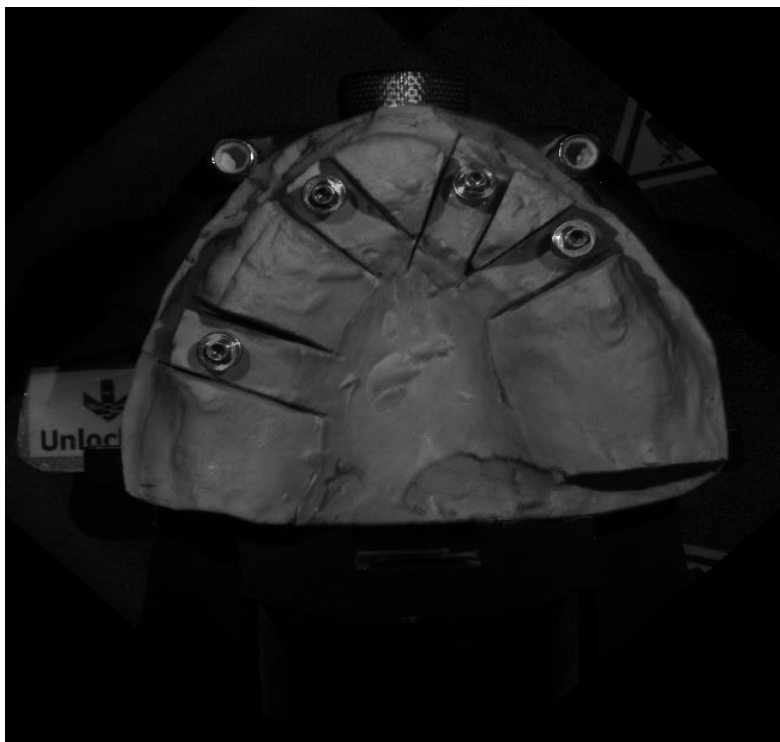


Εικ. 3 Αρχική καρτέλα (Νικόπουλος 2024)

Το πέρας της διαδικασίας συμπλήρωσης καρτέλας της εργασίας ακολουθεί η αποθήκευση του περιστατικού και η έναρξη της σάρωσης.

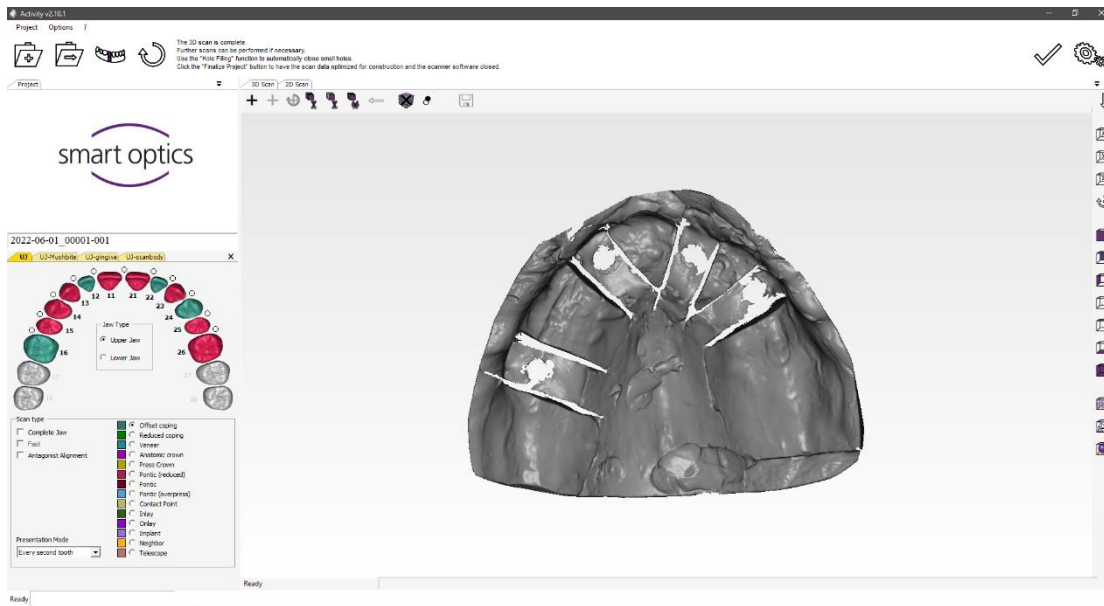
- **Σάρωση εκμαγείου εργασίας και ανταγωνιστή φραγμού**

Η διαδικασία σάρωσης ξεκινά με την τοποθέτηση του εκμαγείου εργασίας στην ειδική υποδοχή του σαρωτή και την πρώτη 2D σάρωση η οποία προσφέρει την παρακάτω εικόνα στην οποία εμφανίζονται κουκίδες (σημεία αναφοράς) ίσες σε αριθμό με τον δηλωθέντα στην καρτέλα αριθμό προς αποκατάσταση δοντιών. Ο χρήστης τοποθετεί τις κουκίδες επάνω στο εκμαγείο στις θέσεις των στηριγμάτων και των γεφυρωμάτων της προς σχεδίαση γέφυρας. (Εικ. 4)



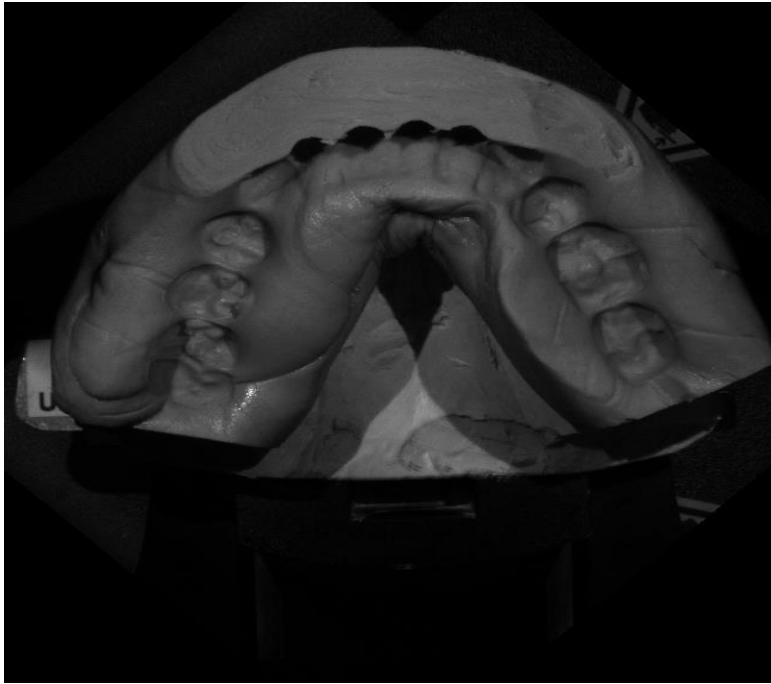
Εικ. 4 Δισδιάστατη (2D) σάρωση εκμαγείου εργασίας (Νικόπουλος 2024)

Ακολουθεί η 3D σάρωση κατά την οποία το λογισμικό δίνει με συγκεκριμένη πάντα σειρά απλοποιημένες οδηγίες στον χρήστη αναφορικά με το τι θα χρειαστεί να τοποθετήσει κάθε φορά στον σαρωτή προκειμένου να σαρωθεί και να ψηφιοποιηθεί το εκμαγείο εργασίας και ο ανταγωνιστής φραγμός. Αρχικά ζητείται και σαρώνεται το εκμαγείο εργασίας (Εικ. 5).

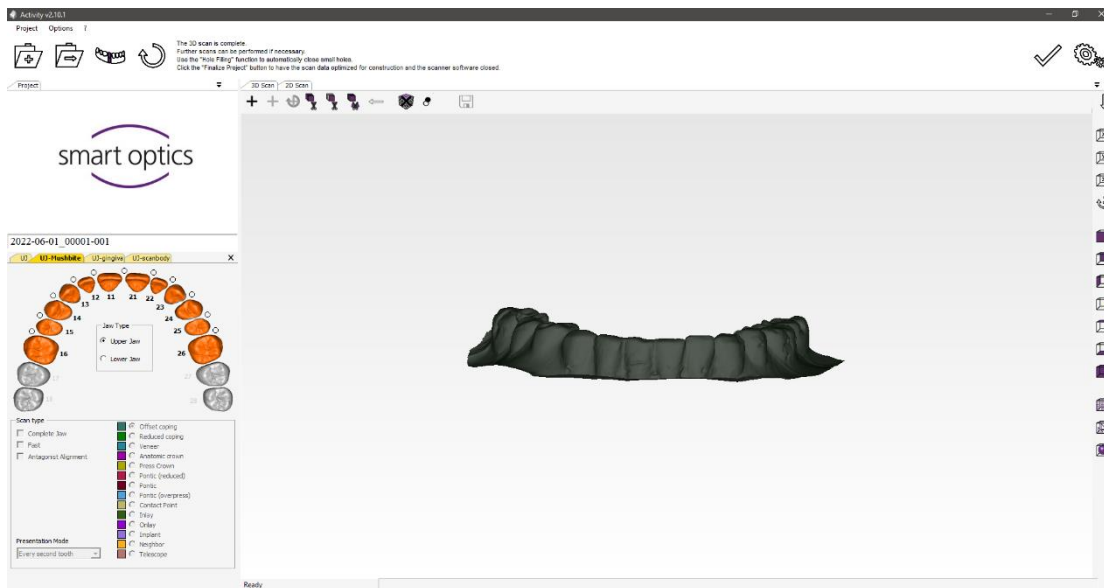


Εικ. 5 3D σάρωση εκμαγείου εργασίας (Νικόπουλος 2024)

Στη συνέχεια ζητείται από το λογισμικό και σαρώνεται ο ανταγωνιστής φραγμός. Το εκμαγείο του ανταγωνιστή φραγμού μπορεί να τοποθετηθεί στον σαρωτή να σαρωθεί και στη συνέχεια να τοποθετηθεί σε ειδικό ανάλογο αρθρωτήρα στον σαρωτή μαζί με το εκμαγείο εργασίας προκειμένου να υπάρχουν τα εκμαγεία σε σύγκλιση. Ένας άλλος τρόπος είναι αυτός της εικόνας (Εικ. 6) όπου με ειδική παχύρρευστη σιλικόνη αποτυπώνεται ο ανταγωνιστής φραγμός ο οποίος την ώρα της αποτύπωσης βρίσκεται πάνω στον αρθρωτήρα σε σύγκλιση προκειμένου πέρα από την αποτύπωση του φραγμού να καταγραφεί και η σχέση μεταξύ των γναθών. Αφού πολυμεριστεί η σιλικόνη αποσυναρμόζονται τα εκμαγεία και αφαιρείται το αποτύπωμα-καταγραφή σύγκλισης από το οποίο στη συνέχεια αφαιρούνται τυχόν περίσσειες που θα δυσκολέψουν τη σάρωση και τοποθετείται εκ νέου στο εκμαγείο εργασίας προκειμένου να σαρωθεί (Εικ. 7).

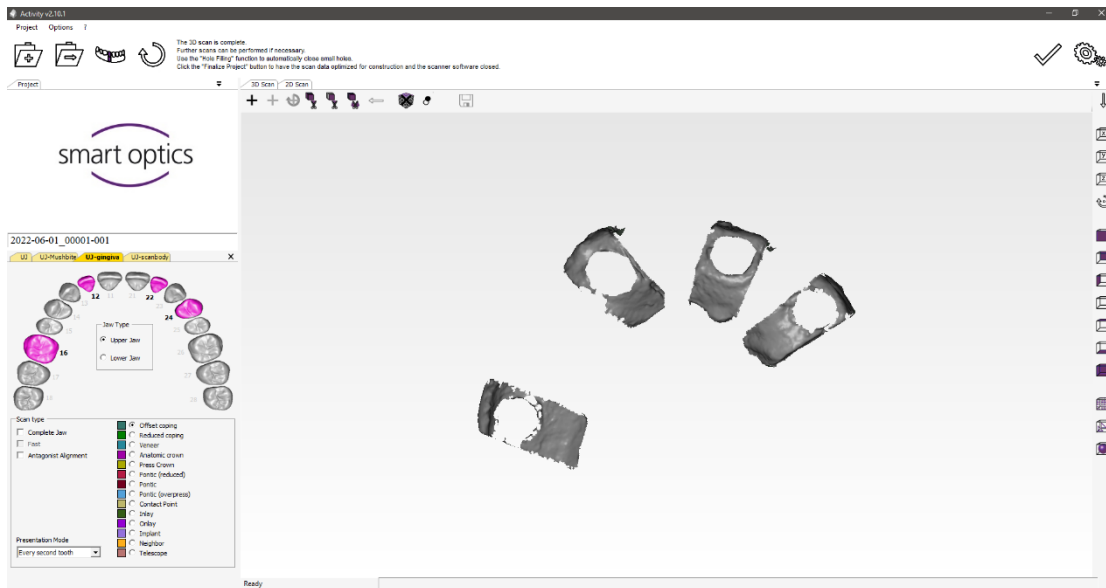


Εικ. 6 Δισδιάστατη (2D) σάρωση ανταγωνιστή φραγμού (Νικόπουλος 2024)



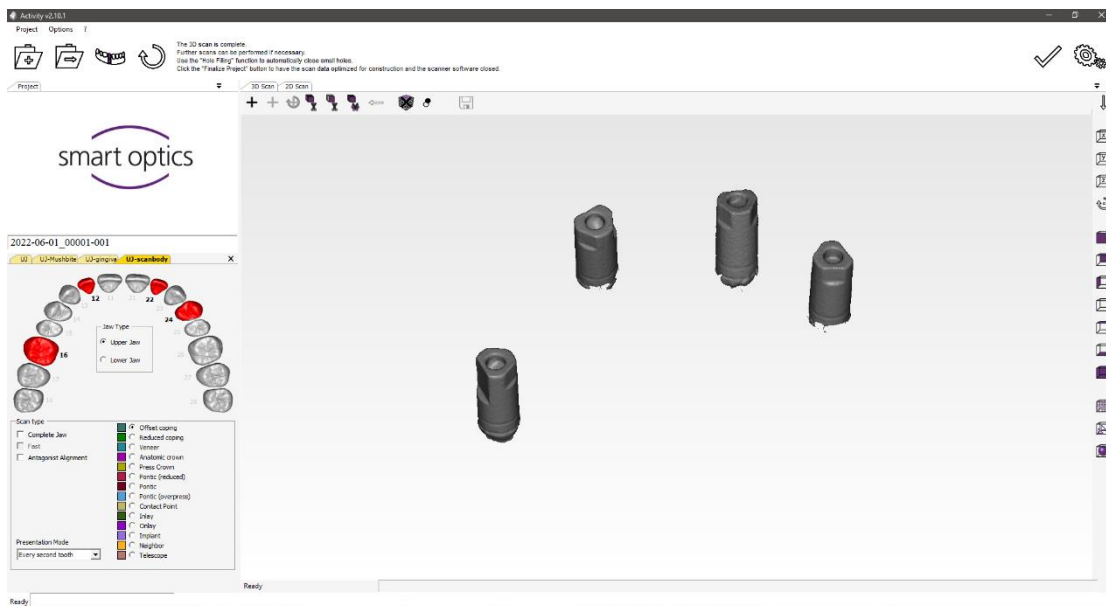
Εικ. 7 Ανταγωνιστής φραγμός όπως έχει προκύψει μετά τη σάρωση (Νικόπουλος 2024)

Στη συνέχεια το λογισμικό ζητά να σαρωθούν οι μαλακοί περιεμφυτευματικοί ιστοί. Οι απομιμήσεις ούλων (μάσκα ούλων) τοποθετούνται στο εκμαγείο εργασίας το οποίο σαρώνεται εκ νέου (Εικ. 8).



Εικ. 8 Μάσκες ούλων έτσι όπως έχουν προκύψει από τη σάρωση (Νικόπουλος 2024)

Τέλος ζητείται από το λογισμικό να τοποθετηθούν στο εκμαγείο εργασίας οι ψηφιακοί άξονες αποτύπωσης προκειμένου να καταγραφούν οι θέσεις των εμφυτευμάτων στο εκμαγείο (Εικ. 9).



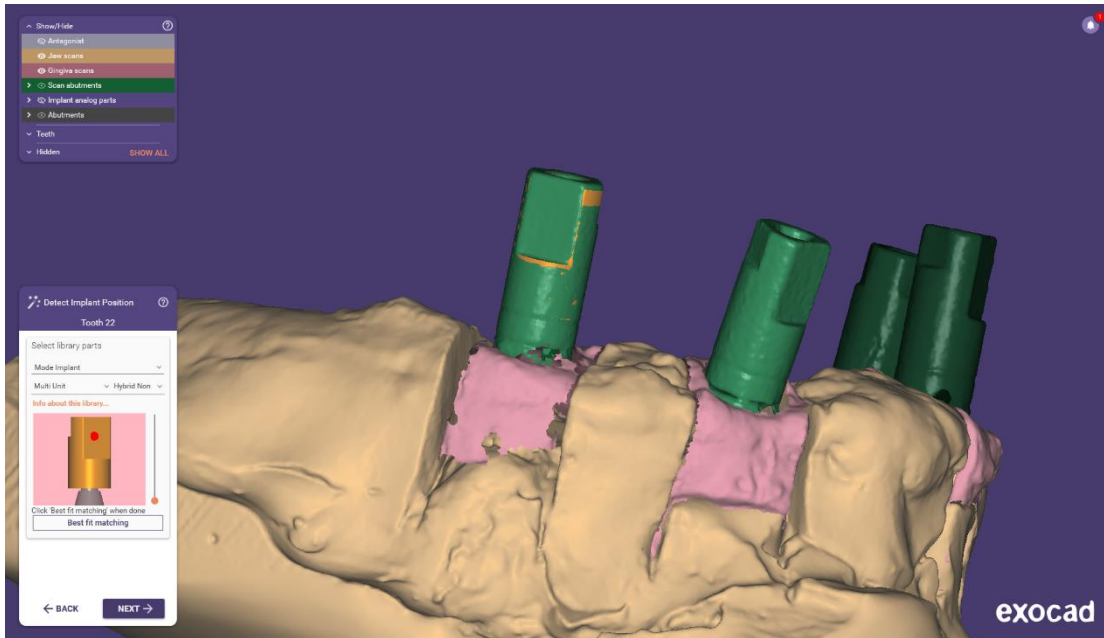
Εικ.9 Ψηφιακοί άξονες αποτύπωσης έτσι όπως έχουν προκύψει από τη σάρωση (Νικόπουλος 2024)

Το πέρας της σάρωσης ακολουθεί το στάδιο του σχεδιασμού της πρόσθεσης.

## 1. 2 Στάδια ψηφιακού σχεδιασμού



Αφετηρία κάθε ψηφιακής σχεδίασης μιας επιεμφυτευματικής αποκατάστασης αποτελεί η εύρεση της κατάλληλης ψηφιακής βιβλιοθήκης που αντιστοιχεί στα εμφυτεύματα που έχουν τοποθετηθεί στο στόμα του ασθενούς και κατ' επέκταση στα ανάλογα εμφυτεύματος του εκμαγείου εργασίας.

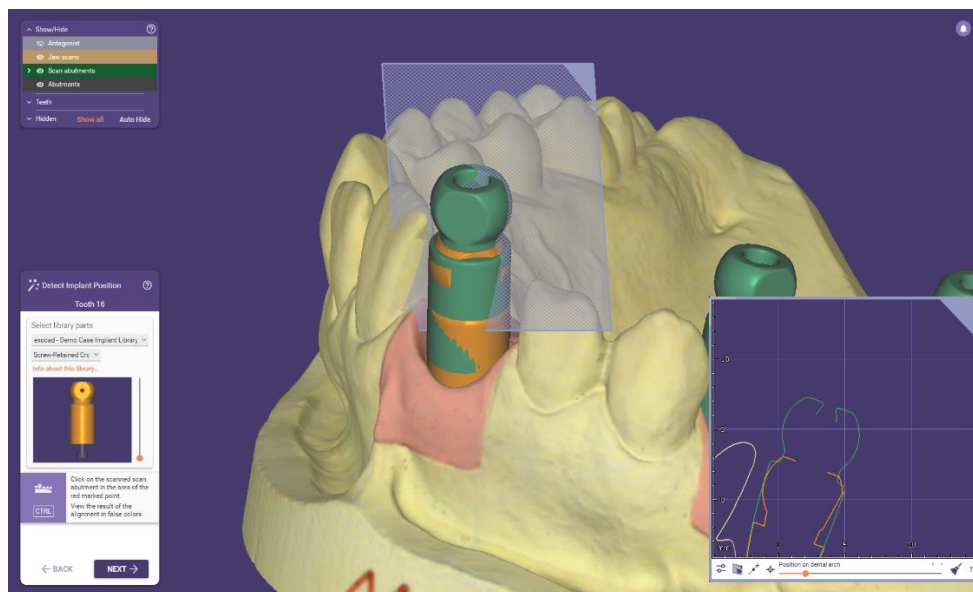


Εικ. 10α αντιστοίχιση ψηφιακών αξόνων σάρωσης εκμαγείου εργασίας με τους αντίστοιχους της ψηφιακής βιβλιοθήκης (Νικόπουλος 2024)

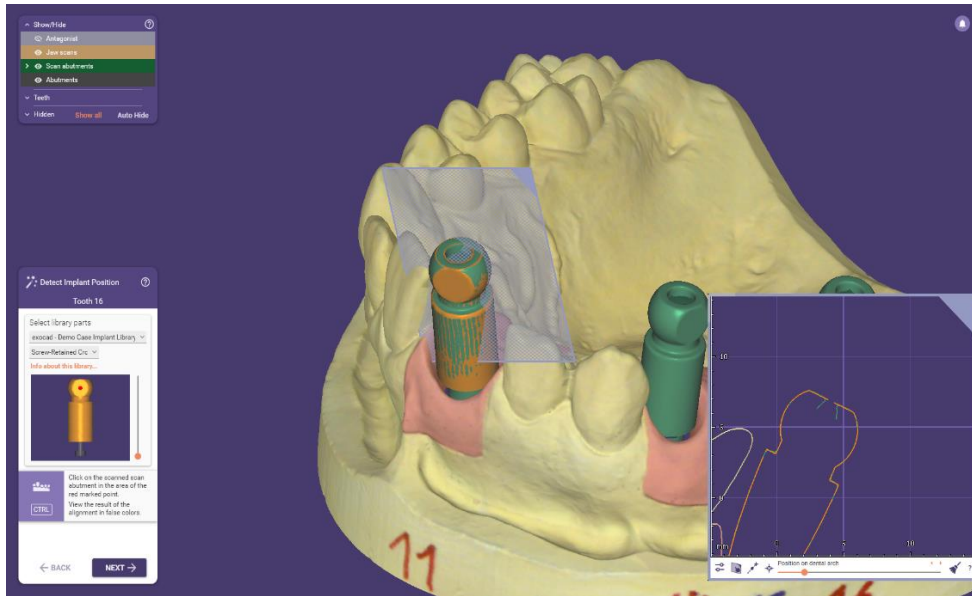
Η επιθυμητή ψηφιακή βιβλιοθήκη βρίσκεται πάντα σε αντιστοιχία με την εταιρία και τον τύπο του εμφυτεύματος που έχει τοποθετηθεί και εάν δεν βρίσκεται ήδη στο σχεδιαστικό πρόγραμμα οφείλει ο χρήστης του λογισμικού να την προμηθευτεί είτε από το επίσημο ιστότοπο της εταιρίας είτε από αυτόν του λογισμικού. Κάθε εταιρία οργανώνει με τον δικό της τρόπο την βιβλιοθήκη της προκειμένου αυτή να είναι εύχρηστη και κατανοητή από τον χρήστη ούτως ώστε να αποφεύγονται τυχόν λάθη που μοιραία θα οδηγήσουν στην επανάληψη του σχεδιασμού και της κατασκευής του σκελετού της εργασίας. Στη περίπτωση των κοχλιούμενων αποκαταστάσεων συνήθως οι εταιρίες δίνουν μέσω της βιβλιοθήκης τους την επιλογή της σύνδεσης της υπερκατασκευής είτε απευθείας με τα εμφυτεύματα είτε μέσω προσθετικών προκατασκευασμένων διαβλεννογονίων δακτυλίων (“multi-unit abutment”) τα οποία εξασφαλίζουν την τέλεια εφαρμογή με τα εμφυτεύματα και απομακρύνουν τυχόν ατέλειες εφαρμογής του παρασκευασμένου σκελετού της προσθετικής εργασίας από την κρίσιμη περιοχή του αυχένα των εμφυτευμάτων. Αφού επιλεγεί η κατάλληλη για το περιστατικό βιβλιοθήκη εμφανίζεται στην οθόνη του προγράμματος σχεδίασης ένα ανάλογο του ψηφιακού άξονα αποτύπωσης (scan body) το οποίο πρέπει ο χρήστης να αντιστοιχίσει με

ακρίβεια με τους ψηφιακούς άξονες αποτύπωσης που εμφανίζονται στο τρισδιάστατο ψηφιακό εκμαγείο εργασίας (Εικ 10α).

Το λογισμικό οδηγεί τον χρήστη ζητώντας κάθε φορά να επιλέξει ξεχωριστά για το κάθε αριθμημένο επιεμφυτευματικό στήριγμα της αποκατάστασης τη σωστή βιβλιοθήκη και να αντιστοιχίσει το ανάλογο του ψηφιακού άξονα αποτύπωσης. Κάθε ψηφιακός άξονας αποτύπωσης έχει μια κρίσιμη πλευρά, σημείο ή γωνία το οποίο το πρόγραμμα υποδεικνύει στον χρήστη ούτως ώστε να τον βοηθήσει να πλησιάσει σωστά το ανάλογο του ψηφιακού άξονα αποτύπωσης στον αντίστοιχο του ψηφιακού εκμαγείου προκειμένου να επιτευχθεί απόλυτη ταύτιση μεταξύ των. Η απόλυτη εφαρμογή του αναλόγου στον ψηφιακό άξονα αποτύπωσης είναι κρίσιμης σημασίας καθώς μέσω αυτής της διαδικασίας ορίζεται η θέση του εμφυτεύματος στο εκμαγείο και κατ' επέκταση οποιαδήποτε έστω και ελάχιστη διαφορά θα οδηγήσει σε εσφαλμένη εφαρμογή της αποκατάστασης (Εικ 10β) . Για αυτό το λόγο τα λογισμικά σχεδίασης παρέχουν ειδικά εργαλεία ελέγχου όπως αυτό της δημιουργίας τομής (Cut view) σε διάφορα επίπεδα όπου μπορεί να διαπιστωθεί η απόλυτη ταύτιση των ψηφιακών αξόνων αποτύπωσης (Εικ 10γ).



Εικ. 10β επισκόπηση ατελούς ταύτισης του ψηφιακού άξονα σάρωσης με τον αντίστοιχο της ψηφιακής βιβλιοθήκης με την χρήση του εργαλείου “Cut view”. Στο κάτω δεξιά τμήμα του στιγμιότυπου εμφανίζεται η ατέλεια της αντιστοίχησης. (Νικόπουλος 2024)



Εικ. 10γ επισκόπηση επιτυχούς ταύτισης του ψηφιακού άξονα σάρωσης με τον αντίστοιχο της ψηφιακής βιβλιοθήκης με την χρήση του εργαλείου “Cut view”. Στο κάτω δεξιά τμήμα του στιγμιότυπου εμφανίζεται η πιστότητα της αντιστοίχισης. (Νικόπουλος 2024)

Με την ολοκλήρωση της διαδικασίας επιλογής των κατάλληλων ψηφιακών βιβλιοθηκών προστίθενται στο τρισδιάστατο ψηφιακό εκμαγείο τα ανάλογα εμφυτεύματα και οι προσθετικοί δακτύλιοι που θα συνδέσουν την υπερκατασκευή με τα εμφυτεύματα (Εικ. 11). Στο σημείο αυτό ο χρήστης μπορεί να κάνει ένα πρώτο έλεγχο της επιλογής που έχει κάνει αναφορικά με τη βιβλιοθήκη καθώς ένα έχει κάνει τη σωστή επιλογή η εικόνα του ψηφιακού του εκμαγείου όσο αφορά τους προσθετικούς δακτυλίους θα πρέπει να ταυτίζεται με αυτή του αναλογικού εκμαγείου εργασίας.



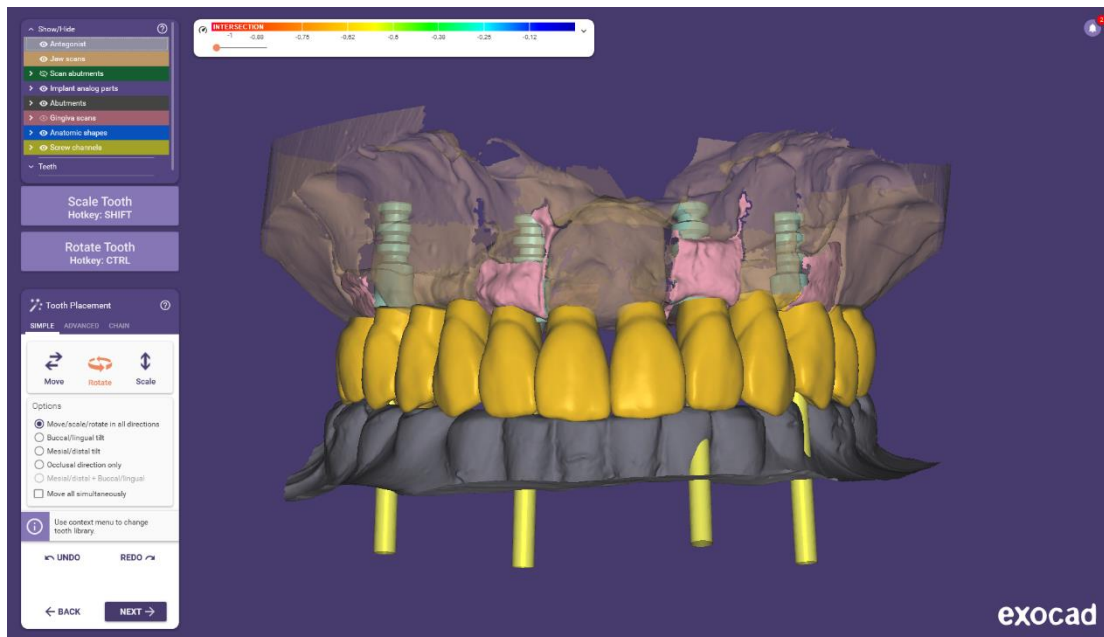
Εικ. 11 Εκμαγείο εργασίας με τους προσθετικούς δακτυλίους και τα ανάλογα εμφυτεύματος (Νικόπουλος 2024)

Στη συνέχεια το λογισμικό ζητάει από τον χειριστή να ορίσει το προφίλ ανάδυσης των επιεμφυτευματικών στηριγμάτων της εργασίας. Με το πέρας αυτής της διαδικασίας γίνεται από το πρόγραμμα μια πρώτη τοποθέτηση των δοντιών της υπερκατασκευής στο τρισδιάστατο εκμαγείο εργασίας όπως αυτά έχουν οριστεί στην αρχική καρτέλα του περιστατικού (Εικ. 12).



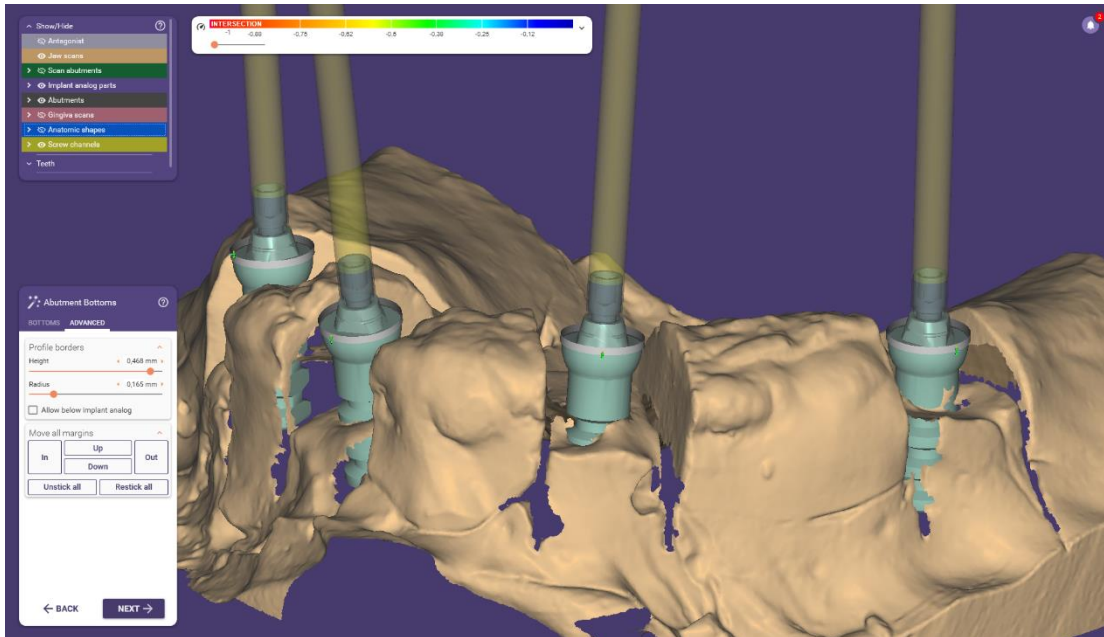
Εικ. 12 Αρχική τοποθέτηση των δοντιών στο τρισδιάστατο εκμαγείο εργασίας (Νικόπουλος 2024)

Ακολούθως ο χρήστης κάνει μια αρχική σύνταξη των δοντιών έχοντας υπόψη παραμέτρους όπως τη σύγκλειση, τους αυλούς κοχλίωσης και την αισθητική της πρόσθιας ζώνης. Το λογισμικό σχεδίασης προσφέρει μεγάλη ποικιλία αναφορικά με τις διαθέσιμες φόρμες δοντιών που μπορούν χρησιμοποιηθούν δίνοντας τη δυνατότητα στον χρήστη να επιλέξει ανάλογα με την ηλικία, το φύλλο, το μέγεθος και τον τύπο του προσώπου ή τις ιδιαίτερες λειτουργικές ανάγκες του ασθενούς (βρουξισμός) τα κατάλληλα δόντια για την αποκατάσταση (Εικ. 13).



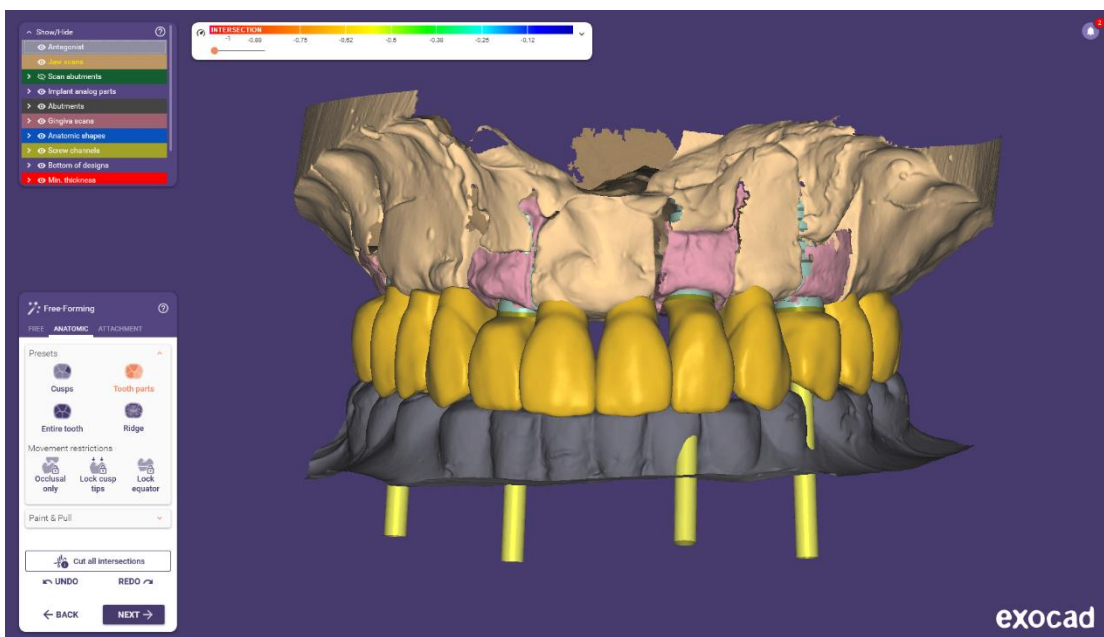
Εικ. 13 Τοποθέτηση των δοντιών στο τόξο με τη βοήθεια των ειδικών εργαλείων του λογισμικού (Νικόπουλος 2024)

Όσο περισσότερο επιμένει σε αυτό το στάδιο της σχεδίασης ο χρήστης, τόσο λιγότερες αλλαγές θα έχει να κάνει στη συνέχεια καθώς ενδεχόμενες αστοχίες στην σύνταξη των δοντιών θα οδηγήσει σε χρονοβόρες διορθωτικές αλλαγές σε επόμενα στάδια όπου οι θέσεις των δοντιών αλλάζουν με μεγαλύτερη δυσκολία.



Εικ. 14 Διευθέτηση της ακτίνας και του ύψους του αυχενικού τελειώματος της υπερκατασκευής (Νικόπουλος 2024)

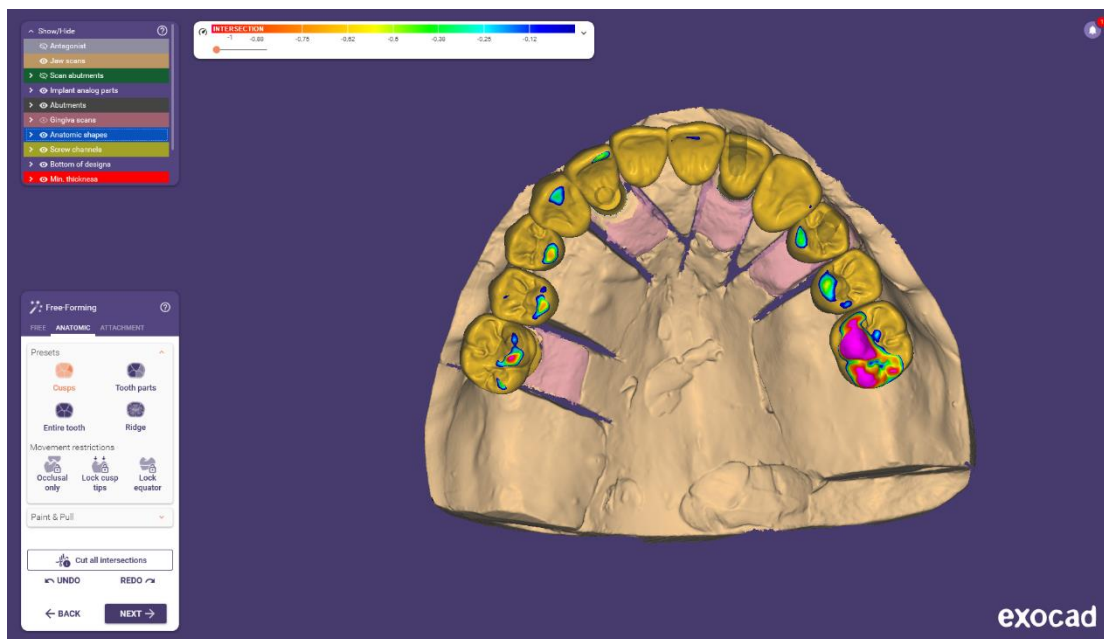
Στη επόμενη καρτέλα που εμφανίζει το λογισμικό σχεδίασης ο χρήστης μπορεί να επιφέρει μικρές αλλαγές που αφορούν το εξωτερικό τοίχωμα του αυχενικού τελειώματος της εργασίας επιφέροντας αλλαγές που αφορούν το ύψος και την ακτίνα του. Ενδεχόμενη αύξηση του ύψους και της ακτίνας του αυχενικού τελειώματος του σκελετού της πρόσθεσης μπορεί αισθητικά να αποτελεί υποχώρηση (σιρίτι) ιδίως εάν πρόκειται το υλικό εκλογής να είναι το μέταλλο διευκολύνει όμως σε πολλές περιπτώσεις την στρατηγική της κοπής ειδικά σε περιπτώσεις που το υλικό εκλογής δεν είναι μέταλλο (Ζirkονία, PMMA κτλ.) (Εικ. 14).



Εικ. 15 Τα δόντια μετά την εφαρμογή τους στα επιεμφυτευματικά κολοβώματα (Νικόπουλος 2024)

Ακολουθεί το επόμενο στάδιο σχεδίασης όπου τα δόντια εφαρμόζονται από το λογισμικό στους προσθετικούς δακτυλίους και τα γεφυρώματα στις νωδές περιοχές αντίστοιχα (Εικ. 15). Στο στάδιο αυτό το λογισμικό διαθέτει μια σειρά εργαλείων που βοηθά στην βελτίωση της μορφολογίας των δοντιών και της θέσης τους στο οδοντικό τόξο πραγματοποιώντας μικρές μεταβολές ακρολοφιών, φυμάτων ή και μεγάλου μέρους των δοντιών(κρατώντας σταθερό σημείο αναφοράς), μεταβολές μπορεί να υπάρξουν και στο μέγεθος των δοντιών (αυξομειώσεις) προκειμένου να υπάρξει ισορροπία στο τόξο ενώ δίνεται και η δυνατότητα ελεύθερης μορφοποίησης όπου αυτό είναι απαραίτητο μιμούμενο το λογισμικό την συμβατική τεχνική του κερώματος του σκελετού. Πολλές φορές απαραίτητη είναι η εξομάλυνση τυχόν μορφολογικών ανωμαλιών που έχουν προκύψει από την αυτόματη προσαρμογή των δοντιών στηριγμάτων στους προσθετικούς δακτυλίους από το λογισμικό σχεδίασης. Στο σχεδιαστικό στάδιο αυτό δίνεται και η δυνατότητα διευθέτησης της έδρασης των γεφυρωμάτων στους μαλακούς ιστούς των νωδών περιοχών.

Περιστρέφοντας το τρισδιάστατο εκμαγείο έτσι ώστε να βλέπουμε τις μασητικές επιφάνειες των δοντιών το λογισμικό σημειώνει με διαφορετικούς χρωματισμούς τις μασητικές επιφάνειες των δοντιών έτσι ώστε να διακρίνεται η ύπαρξη και η ένταση (ανάλογα το χρωματισμό) των πρόωρων επαφών με τον ανταγωνιστή φραγμό (Εικ. 16). Με τον τρόπο αυτό ο χρήστης μπορεί να κάνει τις απαραίτητες διορθώσεις χρησιμοποιώντας τα προαναφερθέντα εργαλεία ούτως ώστε να προσεγγίσει όσο γίνεται περισσότερο το επιθυμητό συγκλεισιακό σχήμα στο επίπεδο του σκελετού της αποκατάστασης προκειμένου να υποστηριχθούν σωστά μετέπειτα τα αισθητικά υλικά επικάλυψης εξυπηρετώντας τις λειτουργικές μασητικές ανάγκες του ασθενούς προστατεύοντας τόσο την αποκατάσταση από φθορές ανυποστήριχτου αισθητικού υλικού επικάλυψης όσο και τα εμφυτεύματα ασκώντας κατά το δυνατό παράλληλα τις μασητικές δυνάμεις με τους επιμήκεις άξονες των εμφυτευμάτων. Στο στάδιο αυτό και αφού ολοκληρωθούν οι συγκλεισιακές διορθώσεις γίνεται αποκοπή των πρόωρων επαφών έτσι ώστε στο επόμενο κατασκευαστικό στάδιο που είναι η συρρίκνωση των δοντιών προκειμένου να δημιουργηθούν οι απαραίτητοι χώροι για τα αισθητικά υλικά να ξεκινήσει αυτή από μια ενιαία αφετηρία.



Εικ. 16 Πρόωρες επαφές σημειωμένες με διαφορετικούς χρωματισμούς που υποδεικνύουν την ένταση της επαφής με τον ανταγωνιστή φραγμό (Νικόπουλος 2024)

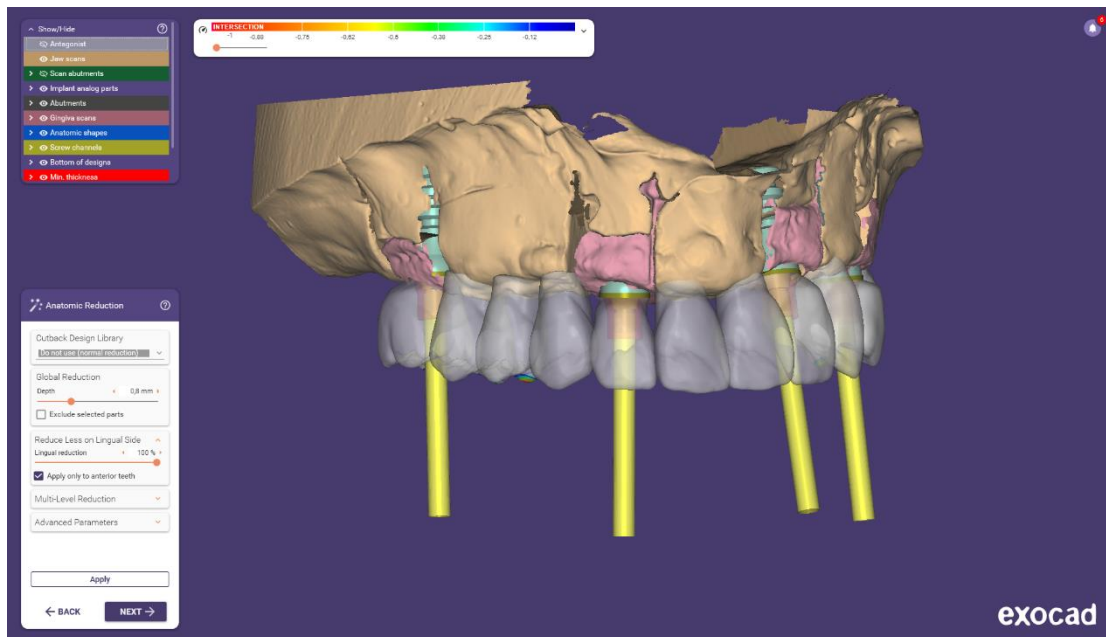
Επόμενο στάδιο ψηφιακής σχεδίασης είναι αυτό της συρρίκνωσης και της δημιουργίας χώρου για τα αισθητικά υλικά επικάλυψης. Στο στάδιο αυτό ο χρήστης διαλέγει από μία σειρά επιλογών αναφορικά με την ποσότητα αλλά και τον τόπο στον οποίο επιθυμεί να δημιουργηθούν χώροι για την επίστρωση του αισθητικού υλικού επικάλυψης (Εικ. 17). Η αρχική τιμή συρρίκνωσης είναι τα 0,8mm και ο χρήστης ανάλογα με τις ανάγκες και το υλικό εκλογής αποφασίζει για το αν επιθυμεί να διατηρήσει ή να αυξομειώσει την αρχική τιμή. Ανάλογα με το υλικό εκλογής αλλά και άλλες παραμέτρους όπως ενδεχόμενες παθογενείς έξεις του ασθενούς αποφασίζεται εάν η συρρίκνωση θα αφορά όλες ή μέρος των επιφανειών των προς αποκατάσταση δοντιών. Μία από τις επιλογές που δίνει το λογισμικό είναι η συρρίκνωση αποκλειστικά της προστομαϊκής επιφάνειας των δοντιών. Η επιλογή αυτή σε πολλές περιπτώσεις αποτελεί λύση εκλογής όταν είναι απαραίτητο η εργασία μας να έχει αυξημένη αντοχή καθώς με αυτό τον τρόπο το υλικό του πυρήνα καταλαμβάνει όλο τον διαθέσιμο χώρο του υλικού επικάλυψης. Σήμερα η επιλογή αυτή συχνά αποκλείεται όταν το υλικό εκλογής είναι το μέταλλο για λόγους αισθητικής. Αντίθετα όταν το υλικό κατασκευής είναι η ζirkονία η επιλογή αυτή προκρίνεται καθώς δεν τίθεται θέμα αισθητικής και ταυτόχρονα η εργασία αποκτά τις απαραίτητες μηχανικές ιδιότητες.

Η αφαίρεση υλικού της προστομαϊκής επιφάνειας μπορεί να γίνει με δύο τρόπους απλή συρρίκνωση ή μία πιο ανατομική επιλογή στην οποία το υλικό που αφαιρείται διαμορφώνει στον πυρήνα της αποκατάστασης αυξητικούς λοβούς, κλπ. (Εικ. 18). Η

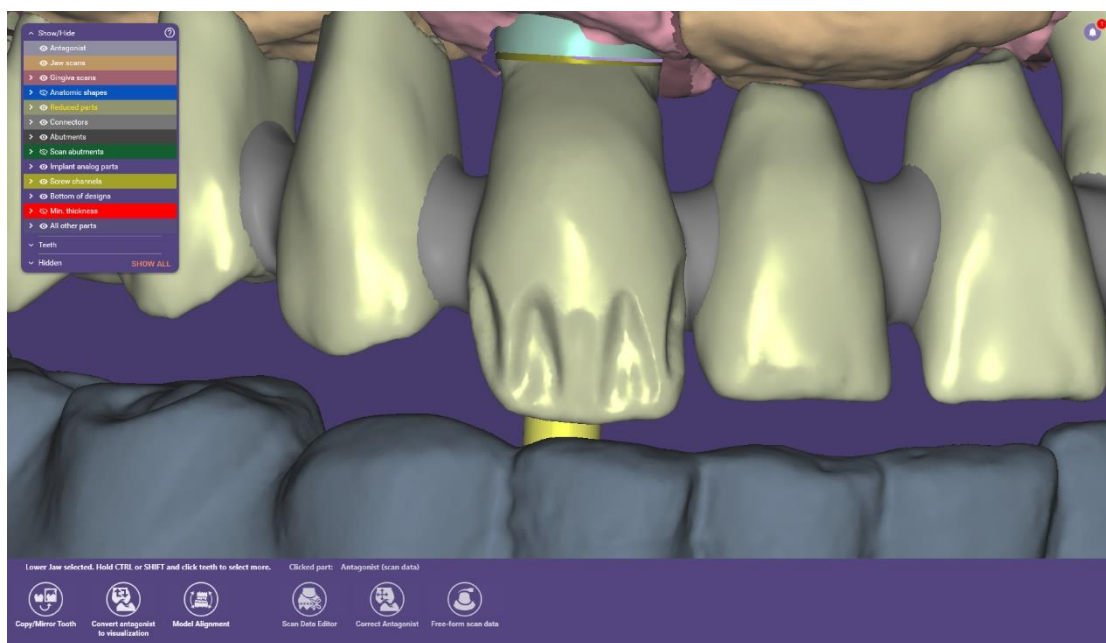


τελευταία επιλογή αφορά σχεδόν αποκλειστικά την ζirkονία σαν υλικό καθώς η ποσότητα υλικού που αφαιρείται είναι ιδιαίτερα μικρή για μεταλλοκεραμική αποκατάσταση. Στο σημείο αυτό αξίζει να σημειωθεί ότι σε αυτήν την περίπτωση θα πρέπει ο οδοντικός τεχνολόγος να δείξει ιδιαίτερη προσοχή στη λείανση και στίλβωση των περιοχών της μονολιθικής ζirkονίας προκειμένου να είναι φιλική τόσο συγκλεισιακά όσο και στην περιοχή των περιεμφυτευματικών ιστών. Μία άλλη επιλογή συχνή για οπίσθια κυρίως δόντια ανεξαρτήτως υλικού εκλογής είναι η δημιουργία γλωσσικού ή και το περιφερικού αυχενικού ορίου από τον ίδιο τον σκελετό (σιρίτι). Στην περίπτωση αυτή ο χειριστής του λογισμικού ορίζει το πάχος, το ύψος, και την περιοχή (περιφερικό ή γλωσσικό) που θα εξαιρεθεί της συρρίκνωσης. Και σε αυτή την περίπτωση πρέπει να προσεχτεί ιδιαίτερα η λείανση και η στίλβωση της περιοχής όπου το υλικό του πυρήνα θα καταλάβει εξολοκλήρου τον διαθέσιμο προς αποκατάσταση χώρο.

Οι αρχικές ρυθμίσεις του προγράμματος προτείνουν ομοιόμορφη συρρίκνωση κατά 0,8 χιλιοστά προκειμένου να δημιουργηθεί ο απαραίτητος χώρος για τα αισθητικά υλικά. Ανάλογα με τις ανάγκες της αποκατάστασης και λαμβάνοντας υπόψη μια σειρά από παράγοντες όπως το υλικό εκλογής για την κατασκευή του σχεδιαζόμενου σκελετού, την αντοχή της αποκατάστασης και τους διαθέσιμους μασητικούς χώρους ο οδοντικός τεχνολόγος συχνά καλείται να δημιουργήσει περεταίρω χώρους για τα αισθητικά υλικά ή και να προβεί σε συμβιβασμούς όσο αφορά την αισθητική εάν αυτό είναι απαραίτητο όταν δεν υπάρχουν αρκετοί χώροι και διακυβεύεται η αντοχή και κατ' επέκταση η μακροβιότητα της αποκατάστασης. Έχει παρατηρηθεί ότι η συρρίκνωση παρότι φαίνεται να ρυθμίζεται ομοιόμορφα από το πρόγραμμα για όλα τα δόντια είτε αυτά είναι στηρίγματα είτε γεφυρώματα πολύ συχνά γίνεται εντονότερη στην περιοχή των γεφυρωμάτων με αποτέλεσμα να γίνεται η απαραίτητη μορφοποίηση από τον χρήστη προκειμένου η εικόνα να παρουσιάζει ομοιομορφία τόσο για αισθητικούς όσο και για λειτουργικούς λόγους.



Εικ. 17 Ρύθμιση της συρρίκνωσης προκειμένου να δημιουργηθεί χώρος για τα αισθητικά υλικά επικάλυψης (Νικόπουλος 2024)

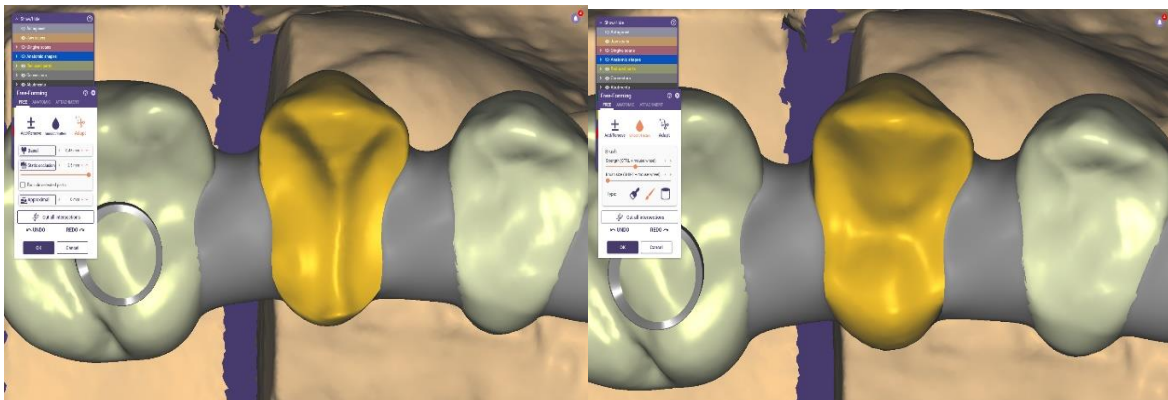


Εικ. 18 Προστομιακή ανατομική συρρίκνωση και δημιουργία αυξητικών λοβών (Νικόπουλος 2024)

Στους προαναφερθέντες λειτουργικούς λόγους περιλαμβάνονται οι περιοχές όπου θα τοποθετηθούν μετέπειτα οι ενώσεις μεταξύ των δοντιών (σύνδεσμοι). Έτσι μορφοποιώντας τις εγγύς και άπω επιφάνειες των συρρικνωμένων πλέον δοντιών δημιουργούνται από τον χρήστη οι απαραίτητοι χώροι προσθέτοντας υψηλής χρηστικής αξίας υλικό στις περιοχές που η ομοιόμορφη συρρίκνωση αφαίρεσε προκειμένου να εξασφαλιστούν οι απαραίτητες

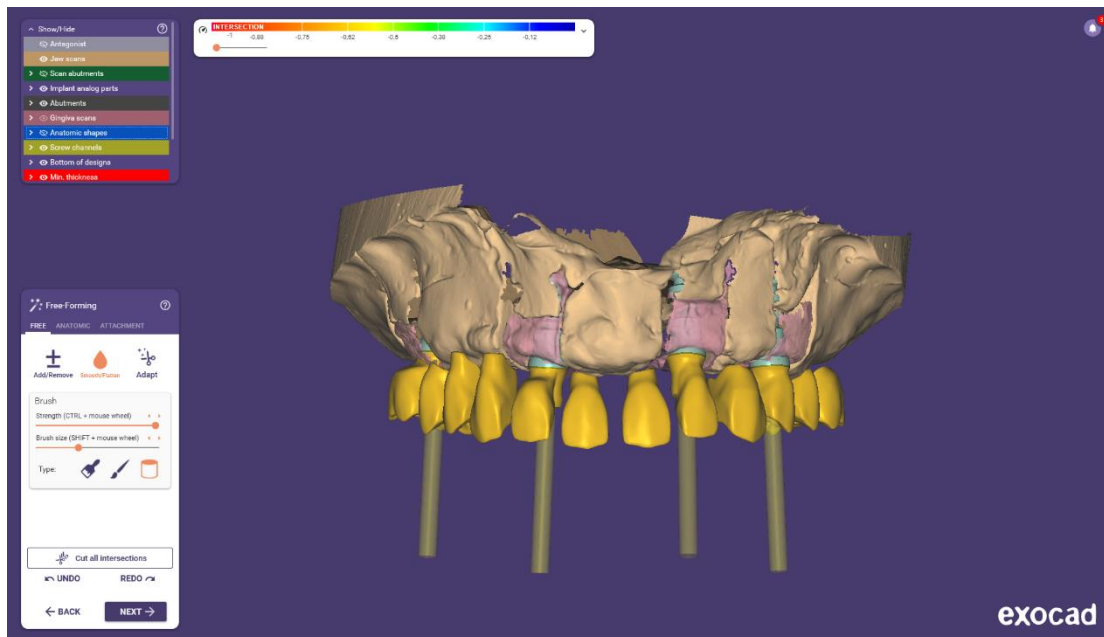
διαστάσεις για την τοποθέτηση των ενώσεων ούτως ώστε να διασφαλίζεται η αντοχή της αποκατάστασης. Ακόμη στο στάδιο αυτό επαναξιολογούνται οι περιοχές έδρασης των γεφυρωμάτων έτσι όπως έχουν πλέον προκύψει μετά τη συρρίκνωση προκειμένου να εξασφαλιστεί ο απαραίτητος χώρος για τα αισθητικά υλικά επικάλυψης.

Τέλος σε αυτό το σχεδιαστικό στάδιο χρησιμοποιώντας το εργαλείο αποκοπής πρόωρων επαφών ο χρήστης εξασφαλίζει τους επιθυμητούς μασητικούς χώρους ομοιόμορφα σε σχέση με τον ανταγωνιστή φραγμό. Το τελευταίο έχει νόημα σε περιπτώσεις όπου η κατάσταση του ανταγωνιστή φραγμού θα παραμείνει ως έχει διαφορετικά προτεραιότητα αποτελεί η διαμόρφωση ενός σωστού οδοντικού τόξου. Την χρήση του εργαλείου αποκοπής πρόωρων επαφών θα πρέπει πάντα να ακολουθεί αυτό της ελεύθερης μορφοποίησης (Εικ. 19). Ο τρόπος με τον οποίο αφαιρείται μασητικά η μάζα των δοντιών από το λογισμικό πολλές φορές αλλοιώνει την μορφολογία τους. Με το εργαλείο της ελεύθερης μορφοποίησης η μορφολογία των δοντιών του σκελετού διορθώνεται προσέχοντας πάντα να διατηρούνται οι μασητικοί χώροι.



Εικ. 19 Αποκοπή πρόωρων επαφών και ομαλοποίηση της μασητικής επιφάνειας με τη χρήση των ειδικών εργαλείων του λογισμικού (Νικόπουλος 2024)

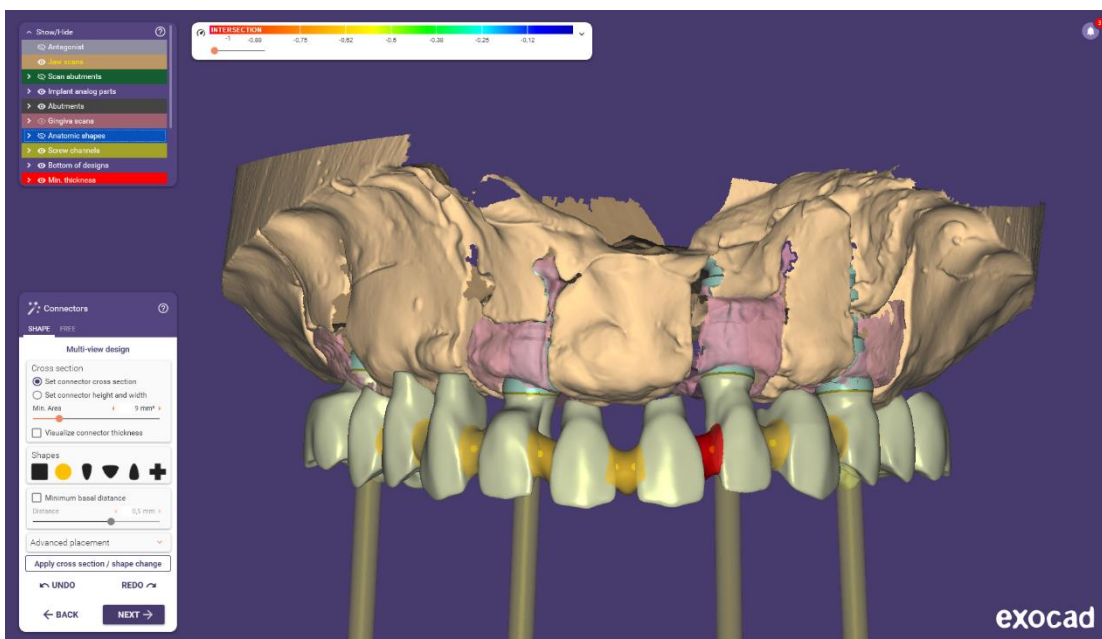
Αξίζει να σημειωθεί ότι στις περιοχές των προβόλων πέρα από τον μασητικό χώρο που θα εξασφαλίσει το εργαλείο της αποκοπής πρόωρων επαφών αφαιρείται περαιτέρω υλικό μασητικά. Αυτό είναι απαραίτητο προκειμένου να αποφευχθούν οι συγκλεισιακές επαφές όταν θα τοποθετηθεί το αισθητικό υλικό επικάλυψης. Χρησιμοποιώντας το εργαλείο μετρήσεων μπορεί να ελεγχθεί με ακρίβεια η απαιτούμενη διαφορά μεταξύ των προβόλων και του υπόλοιπου μέρους του σκελετού.



Εικ. 20 Τα δόντια του σκελετού της υπερκατασκευής έτσι όπως έχουν προκύψει μετά τη συρρίκνωση (Νικόπουλος 2024)

Επόμενο στάδιο ψηφιακής σχεδίασης είναι αυτό των ενώσεων της γέφυρας. Το λογισμικό σχεδίασης προσφέρει τη δυνατότητα επιλογής και τοποθέτησης ενώσεων με διαφορετικά σχήματα. Το πρόγραμμα δίνει την δυνατότητα στον χρήστη να επιλέξει τα σχήματα που αντιστοιχούν στους διαθέσιμους χώρους των εγγύς και άπω επιφανειών των δοντιών έτσι όπως έχουν αυτοί προκύψει μετά από τη συρρίκνωση χωρίς να γίνουν εκπτώσεις στις διαστάσεις των ενώσεων προκειμένου να διασφαλίζεται η μακροβιότητα της αποκατάστασης. Ο χρήστης μπορεί να επιλέξει την επιθυμητή ελάχιστη διάσταση των ενώσεων και στη συνέχεια να τοποθετήσει τις ενώσεις μεταξύ των δοντιών. Εάν το πρόγραμμα αναγνωρίσει μια ένωση μικρότερη από την ορισθείσα σε διάσταση την εμφανίζει με κόκκινο χρώμα (Εικ. 21) ούτως ώστε ο χρήστης είτε να δοκιμάσει να την μετακινήσει προκειμένου η ένωση να βρει τον κατάλληλο χώρο και να αναπτύξει την επιθυμητή διάσταση είτε να επέμβει στα δόντια προκειμένου να μεγαλώσει τις εγγύς-άπω επιφάνειες των δοντιών έτσι ώστε να μεγαλώσει και η διάσταση της ένωσης. Η επιθυμητή διάσταση μιας ένωσης επηρεάζεται άμεσα από το μέγεθος των δοντιών που θα κληθεί να ναρθηκοποιήσει κατά τρόπο ανάλογο. Το σχήμα είναι καθοριστικός παράγοντας για την ισχύ μίας ένωσης καθώς ενώσεις που μπορεί να έχουν τις ίδιες διαστάσεις μπορούν να ανταπεξέρθουν σε διαφορετικά μασητικά φορτία. Τα μασητικά φορτία ασκούνται κατά το πλείστον με κάθετο τρόπο έτσι λοιπόν μία ένωση που έχει μεγαλύτερη αυχενοκοπτική διάσταση υπερτερεί σε αντοχή από μία αντίστοιχης έκτασης με μεγαλύτερη όμως παρειο-γλωσσική διάσταση.

Πολλές φορές ο χρήστης αναγκάζεται εξαιτίας του σχήματος της ακρολοφίας ή και της σύγκλεισης να μειώσει την αυχενοκοπτική διάσταση μιας ένωσης για λόγους αισθητικής και λειτουργικότητας, εκεί είναι απαραίτητο να ενισχύσει όσο το δυνατό περισσότερο την παρειο-γλωσσική διάσταση της ένωσης. Σε ακραίες περιπτώσεις προκειμένου να εξασφαλιστεί η αντοχή και η μακροβιότητα της αποκατάστασης μπορεί η ιστική επιφάνεια του σκελετού να μην καλυφθεί από αισθητικά υλικά επικάλυψης προκειμένου ο χώρος αυτός να ενταχθεί στον σκελετό της κατασκευής (δόντια και ενώσεις) αυξάνοντας την αντοχή της αποκατάστασης. Ιδιαίτερη αναφορά πρέπει να γίνει στον τρόπο με τον οποίο διευθετούνται οι ενώσεις που αφορούν τα πρόβολα μίας επιεμφυτευματικής αποκατάστασης. Όταν υπάρχουν πρόβολα σε μία επιεμφυτευματική αποκατάσταση είναι πολύ σημαντικό αυτά να μην συμμετέχουν στη σύγκλειση προκειμένου να αποφεύγεται η φόρτιση των εμφυτευμάτων μακριά από τον επιμήκη άξονά τους. Γίνεται επομένως κατανοητό ότι αυτό απαιτεί την περαιτέρω δημιουργία χώρου αυχενομασητικά μειώνοντας αντίστοιχα και τους χώρους που θα καταληφθούν από την ένωση. Εκεί είναι απαραίτητη η παρειογλωσσική αύξηση της ένωσης προκειμένου να εξασφαλιστεί η αντοχή της αποκατάστασης στη συγκεκριμένη περιοχή.

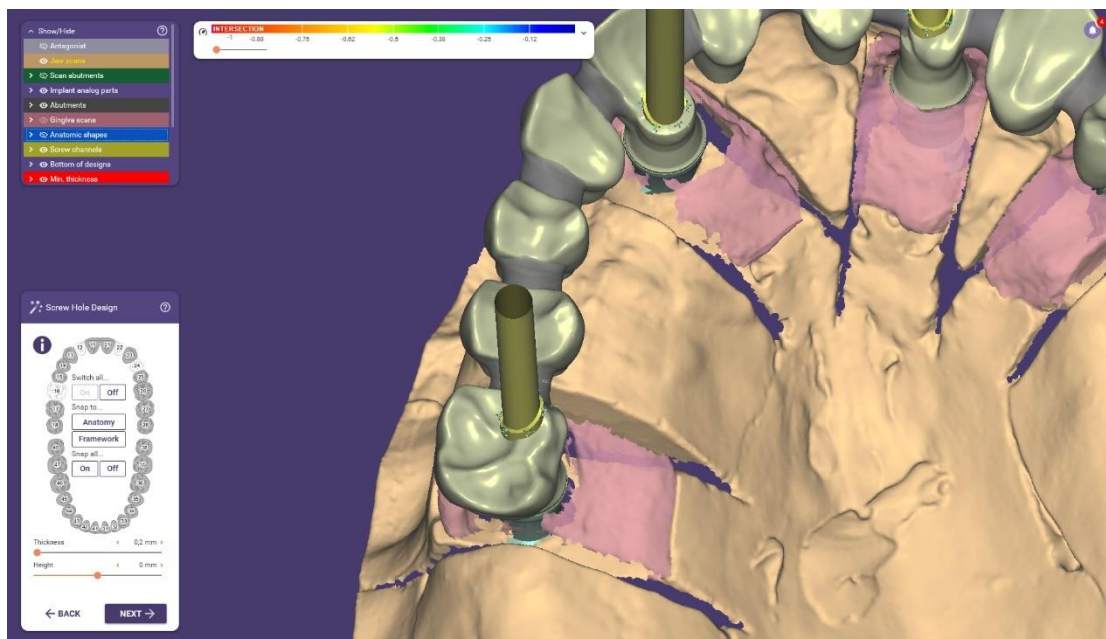


Εικ. 21 Αρχική τοποθέτηση των ενώσεων από το λογισμικό . Με κόκκινο χρώμα σημειώνεται η ένωση που δεν διαθέτει την απαιτούμενη διάσταση έτσι όπως αυτή έχει ορισθεί στις ρυθμίσεις (Νικόπουλος 2024)

Το πέρας της τοποθέτησης των ενώσεων ακολουθεί το στάδιο της επεξεργασίας των αξόνων κοχλίωσης στο στάδιο αυτό το λογισμικό δίνει την δυνατότητα στον χρήστη να

τροποποιήσει τις διαστάσεις των αξόνων κοχλίωσης σε ύψος και σε ακτίνα (πάχος) όπου αυτό είναι απαραίτητο. Οι τροποποιήσεις μπορεί να αφορούν το σύνολο του άξονα κοχλίωσης και να γίνουν με τη βοήθεια της καρτέλας που εμφανίζεται στο αριστερό μέρος της οθόνης (Εικ. 22) Ή να αφορούν τμήμα του κάνοντα χρήση των μικρών βελών που βρίσκονται περιμετρικά των αξόνων και δίνουν την δυνατότητα επιμέρους αλλαγών.

Η τροποποίηση καθ' ύψος μπορεί να αφορά είτε τη σύγκλειση όπου μπορεί ο άξονας παρουσιάζει πρόωρη επαφή είτε την κοχλίωση όπου το μήκος του άξονα μπορεί να εμποδίζει τον βιολόγο να βιδώσει την εργαστηριακή βίδα. Όσο αφορά την ακτίνα σε περιπτώσεις όπου ο κύριος όγκος του δοντιού βρίσκεται παρειακά του άξονα και δεν τον περιβάλλει η αλλαγή της ακτίνας του μπορεί να δώσει αντοχή στην περιοχή ενώ σε περιπτώσεις με έντονη γωνίωση μπορεί να δοθεί επιμέρους πάχος στον άξονα προς την περιοχή που μετέπειτα θα τροχιστεί (για να διευρυνθεί ο άξονας κοχλίωσης) συνήθως αυτό είναι για λόγους αισθητικής προς την παρειακή πλευρά της μασητικής επιφάνειας (αφού η γωνίωση προσπαθεί πάντα να φέρει τον άξονα κοχλίωσης γλωσσικότερα του κοπτικού χείλους του) δοντιού προκειμένου να περνάει η βίδα και να κοχλιώνεται (Εικ. 23).

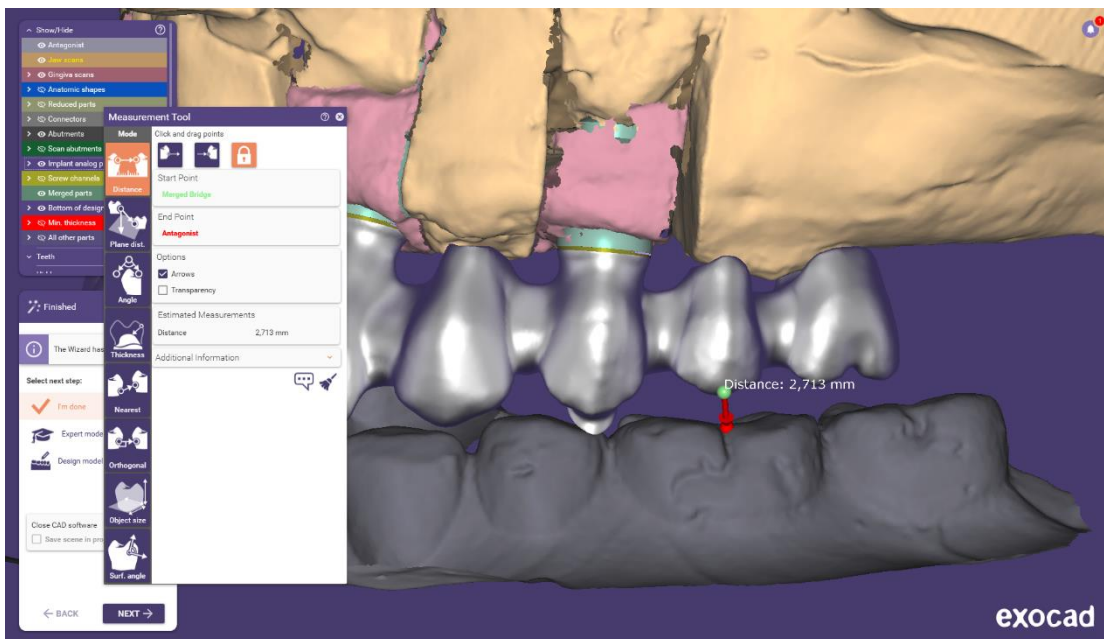


Εικ. 22 Σχεδιασμός των αξόνων κοχλίωσης (Νικόπουλος 2024)



Εικ. 23 Σχεδιασμός των αξόνων κοχλίωσης (Νικόπουλος 2024)

Μετά την διευθέτηση των αξόνων κοχλίωσης ουσιαστικά ολοκληρώνονται τα στάδια της σχεδίασης και συγχωνεύονται τα μέρη της υπερκατασκευής (δόντια, ενώσεις, άξονες κοχλίωσης) σε μία ενιαία δομή η οποία μπορεί να υποστεί περαιτέρω επεξεργασία χρησιμοποιώντας την εφαρμογή expert.



Εικ. 24 Μέτρηση της απόστασης μεταξύ των προβόλων της υπερκατασκευής και του ανταγωνιστή φραγμού με τη βοήθεια του ειδικού εργαλείου μετρήσεων (Νικόπουλος 2024)

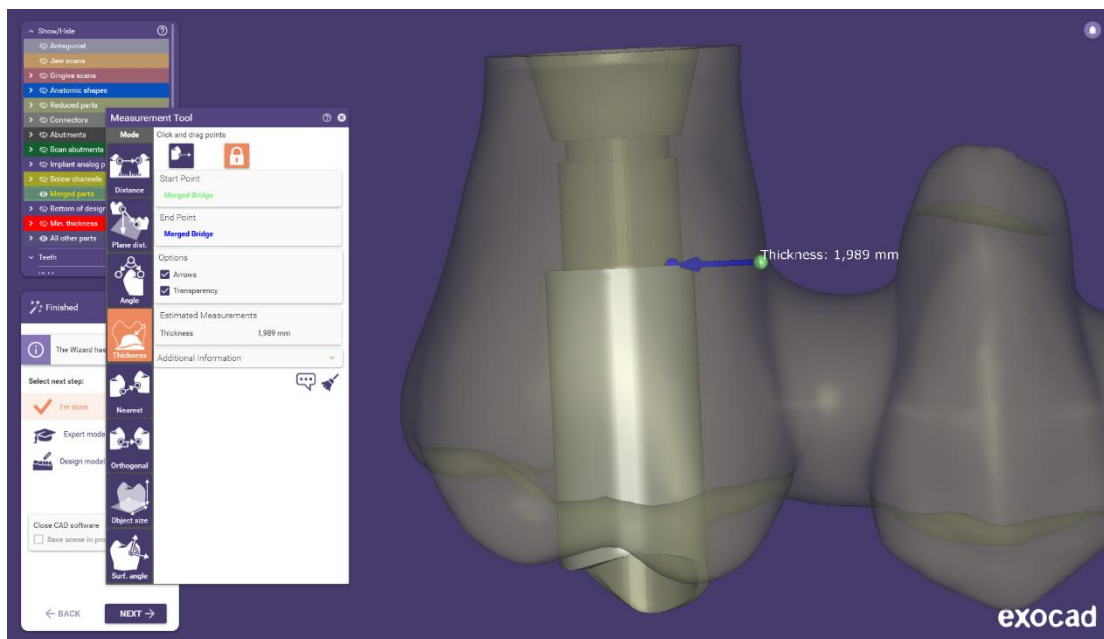
Στο πεδίο expert μπορούν να γίνουν επιμέρους διορθώσεις επιλέγοντας για παράδειγμα ένα δόντι στήριγμα (επιεμφυτευματικό), ένα γεφύρωμα ή μία ένωση. Μπορεί ακόμη να επεξεργαστεί και ο σκελετός συνολικά ως μία ενιαία δομή από το μενού «ελεύθερης μορφοποίησης συγχωνευμένης εργασίας». Στόχος της ελεύθερης μορφοποίησης

είναι η επεξεργασία του σχεδιασμένου σκελετού με τρόπο τέτοιο ώστε να χρειαστεί η λιγότερη δυνατή μετεπεξεργασία μετά την κατασκευή του ανεξαρτήτου μεθόδου κατασκευής (είτε κοπή, είτε εκτύπωση, είτε εκτύπωση και χύτευση). Κατά το στάδιο αυτό είναι απαραίτητο να ομαλοποιηθούν με το ομώνυμο εργαλείο οι περιοχές όπου εφάπτονται οι ενώσεις στα δόντια που ναρθηκοποιούν. Οι περιοχές αυτές θα πρέπει μετά την ομαλοποίηση της επιφάνειάς τους να φαίνονται λείες χωρίς οξύαιχμες περιοχές πράγμα που ισχύει για το σύνολο του σκελετού. Πολλές φορές από τα σημεία αυτά ξεκινούν τριχοειδή ρωγμές οι οποίες με το πέρασμα των μασητικών κύκλων μπορεί να διευρυνθούν και να οδηγήσουν σε κάταγμα την εργασία ιδίως όταν το υλικό εκλογής είναι η ζirkονία. Πριν την ομαλοποίηση είναι καλό να προστίθεται μικρή ποσότητα υλικού με το αντίστοιχο εργαλείο στην περιοχή προκειμένου το πάχος της επεξεργαζόμενης περιοχής να μείνει σταθερό μετά τη χρήση του εργαλείου ομαλοποίησης.

Στην εφαρμογή expert (όπου γράφουμε εμπορικό όνομα πρέπει να συνοδεύεται από στοιχεία εταιρείας όπως γράφουν π.χ. υλικά στα άρθρα) μπορεί επίσης να γίνει έλεγχος αναφορικά με τις αποστάσεις του σκελετού με τον ανταγωνιστή φραγμό χρησιμοποιώντας το ειδικό εργαλείο μέτρησης "measurement tool" όπου τοποθετώντας με τη βοήθεια του κέρσορα δύο τελείες, μία στην μασητική περιοχή του εκμαγείου εργασίας και μία στον ανταγωνιστή φραγμό το εργαλείο μας δίνει με ακρίβεια την συγκλεισιακή απόσταση. Η πληροφορία αυτή είναι ιδιαίτερα χρήσιμη καθώς κατά τη διάρκεια της σχεδίασης κι ενώ ο χρήστης έχει αφήσει ομοιόμορφα στον σκελετό χώρο για το αισθητικό υλικό επικάλυψης μασητικά 1,5 χιλιοστό και 2 χιλιοστά στα πρόβολα είναι πολύ πιθανό εξαιτίας του ψηφιακού «φινιρίσματος» είτε για να βελτιωθεί η μορφολογία των δοντιών χρησιμοποιώντας εργαλεία ελεύθερης μορφοποίησης είτε για να ομαλοποιηθούν έντονες ακμές στην μασητική επιφάνεια του σκελετού η εικόνα αυτή να έχει αλλοιωθεί σημαντικά (Εικ. 24).

Καλό είναι όταν γίνονται αλλαγές χρησιμοποιώντας το εργαλείο της ελεύθερης μορφοποίησης ειδικά όταν είναι σημαντικές να γίνεται έλεγχος του πάχους του σκελετού με το ειδικό εργαλείο μέτρησης προκειμένου να αποφεύγονται περιοχές με πάχος μικρότερο των επιθυμητών προδιαγραφών (Εικ. 25). Επιπλέον οι ομαλές επιφάνειες του σκελετού βοηθούν σημαντικά στην απουσία ρωγμών στη μάζα του υλικού επικάλυψης κατά τη διάρκεια των οπτήσεων.

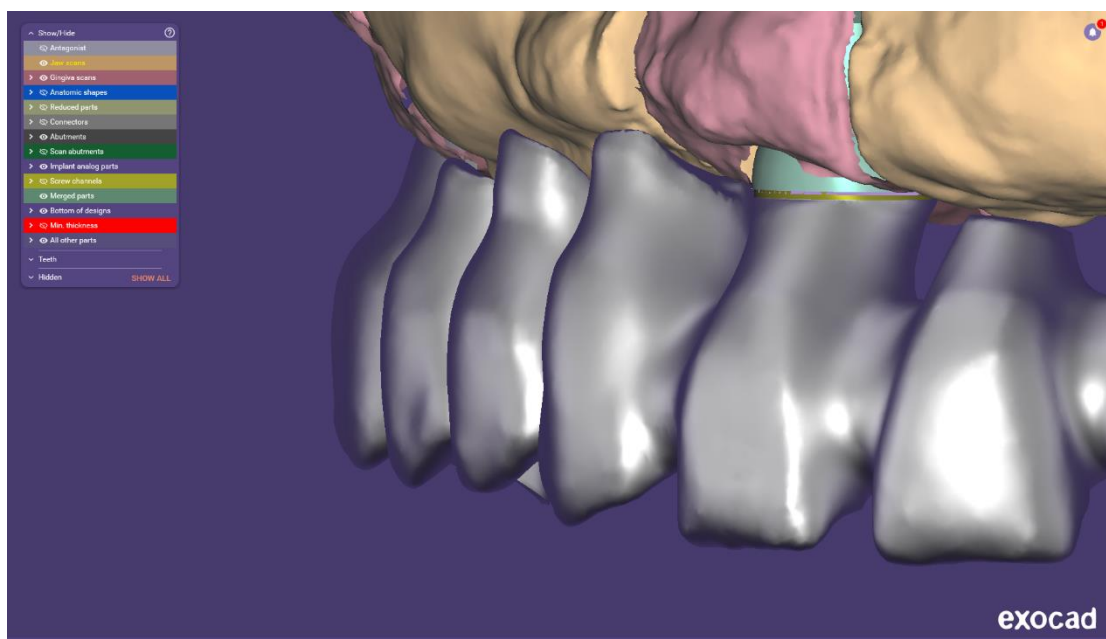




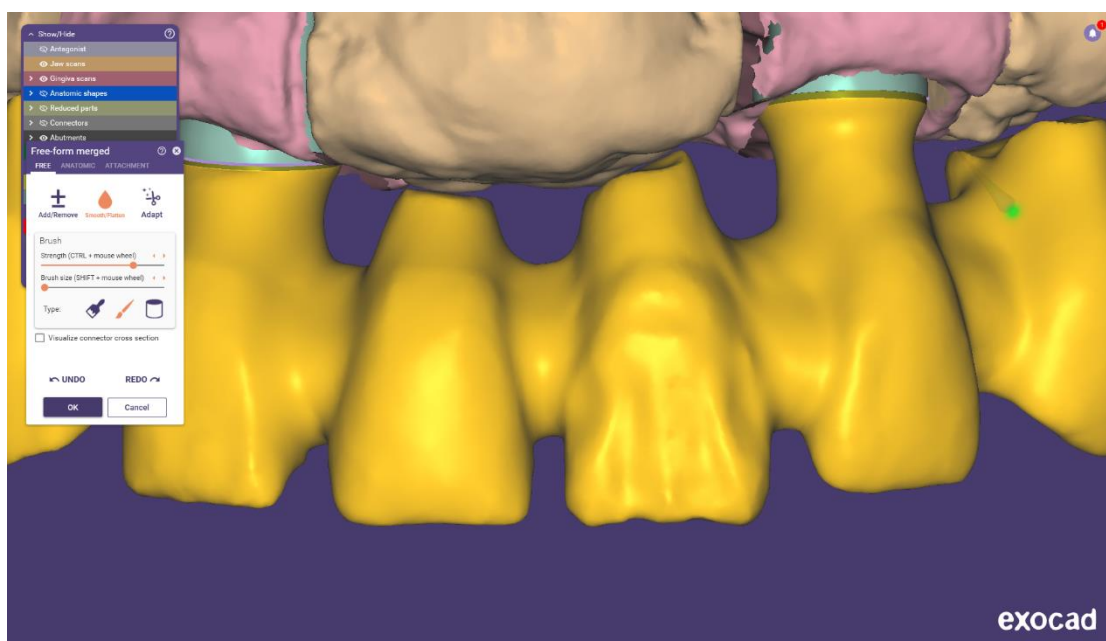
Εικ. 25 Χρήση του ειδικού εργαλείου μετρήσεων προκειμένου να ελεγχθεί κατά πόσο επηρεάστηκε το πάχος του επιεμφυτευματικού στηρίγματος από το στάδιο σχεδιασμού της ελεύθερης μορφοποίησης (Νικόπουλος 2024)

Στο στάδιο αυτό γίνονται και αρκετές παρεμβάσεις που αφορούν την αισθητική του σκελετού της υπερκατασκευής. Ιδιαίτερα στις επιεμφυτευματικές αποκαταστάσεις όπου πολύ συχνά υπάρχουν περιοχές οι οποίες θα αναπαριστούν ρίζες δοντιών είτε θα αναπαριστούν μαλακούς ιστούς. Ο σκελετός θα πρέπει να επεξεργάζεται αναλόγως προκειμένου να οδηγεί και να διευκολύνει το στάδιο της δόμησης του κεραμικού υλικού επικάλυψης. Θα πρέπει να είναι σαφές από το στάδιο του σκελετού της εργασίας το ύψος όπου θα ξεκινά η μύλη του δοντιού, η περιοχή που θα αναπαριστά τη ρίζα ή τους μαλακούς ιστούς και θα πρέπει αντίστοιχα να διαμορφώνονται οι περιοχές αυτές. Η διαμόρφωση αυτή θα πρέπει να παρουσιάζει συμμετρία προκειμένου τόσο οι επιεμφυτευματικές στεφάνες όσο και τα γεφυρώματα να έχουν παρόμοια αναλογία μύλης-ρίζας (Εικ. 26).

Διορθώσεις γίνονται και όσο αφορά την υποστήριξη του αισθητικού υλικού επικάλυψης προσθαφαιρώντας υλικό όπου είναι απαραίτητο προκειμένου ο σκελετός να έχει περισσότερο δυναμικό χαρακτήρα σχεδιαστικά παρουσιάζοντας περισσότερα μορφολογικά στοιχεία τα οποία θα βοηθήσουν τόσο μηχανικά υποστηρίζοντας σωστά τα υλικά επικάλυψης όσο και αισθητικά μειώνοντας το πάχος του σκελετού σε σημεία που δεν επηρεάζεται η αντοχή της υπερκατασκευής δίνοντας τη δυνατότητα στα υλικά επικάλυψης να προσδώσουν τις οπτικές ιδιότητες που θα ανεβάσουν σε ποιότητα την αισθητική εικόνα της εργασίας (Εικ. 27).



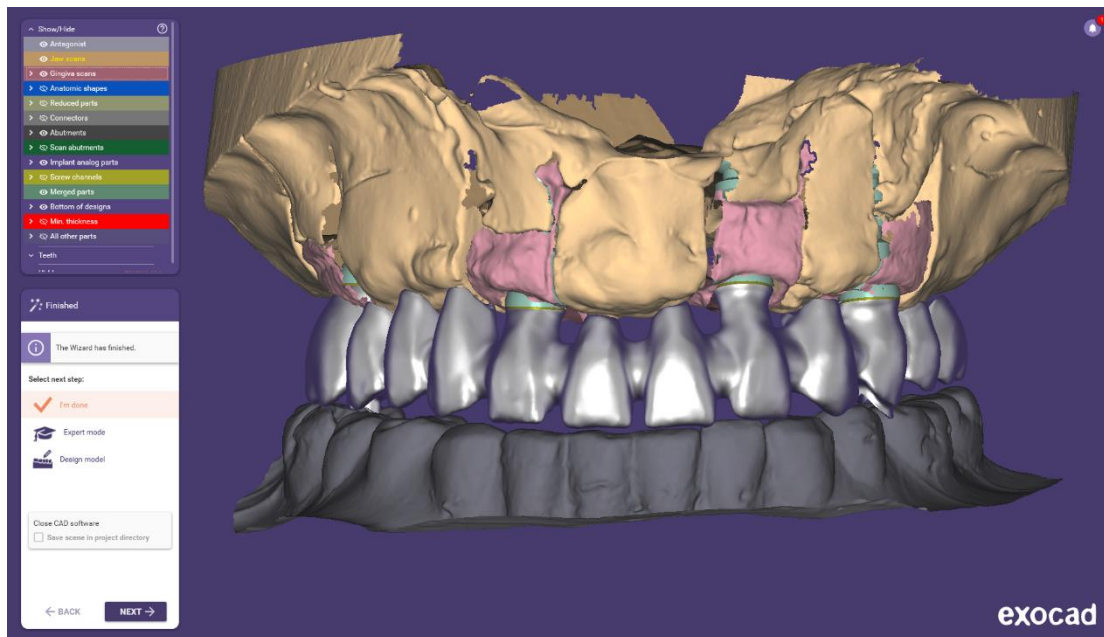
Εικ. 26 μορφοποίηση του σκελετού της υπερκατασκευής προκειμένου να διευκολυνθεί η δόμηση του αισθητικού υλικού επικάλυψης (Νικόπουλος 2024)



Εικ. 27 Μορφοποίηση των δοντιών του σκελετού της υπερκατασκευής προκειμένου να υποστηριχθούν σωστά τα αισθητικά υλικά της αποκατάστασης (Νικόπουλος 2024)

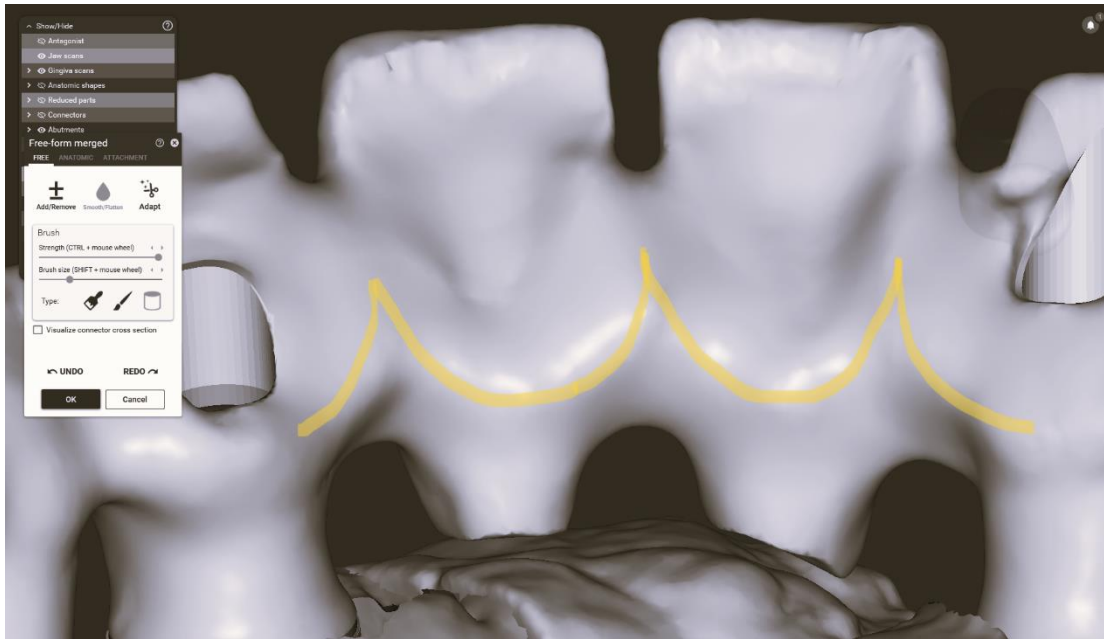
Στο σημείο αυτό ελέγχεται και η περιοχή γύρω από το σημείο ένωσης των επιεμφυτευματικών στεφανών με τους προσθετικούς δακτυλίους (multi-unit abutment) προκειμένου να προβλεφθεί χώρος ικανός για να μπορεί ο ασθενής να καθαρίζει με τα

μεσοδόντια βουρτσάκια την περιοχή προϋπολογίζοντας και το υλικό της επικάλυψης (Εικ. 28) Σε περίπτωση που κριθεί ότι δεν υπάρχει ο απαραίτητος χώρος θα πρέπει με τη χρήση του κατάλληλου εργαλείου μορφοποίησης να αφαιρεθεί υλικό από την περιοχή και στη συνέχεια να ομαλοποιηθεί η επιφάνεια. Σε περίπτωση που το υλικό που αφαιρέθηκε επηρεάζει τις μηχανικές ιδιότητες της περιοχής π.χ. έχει μειωθεί το πάχος κάποιας ένωσης και έχει μικρύνει η διάστασή της αυχενοκοπτικά το υλικό αυτό θα πρέπει να αντικατασταθεί αυξάνοντας την παρειογλωσσική της διάσταση.

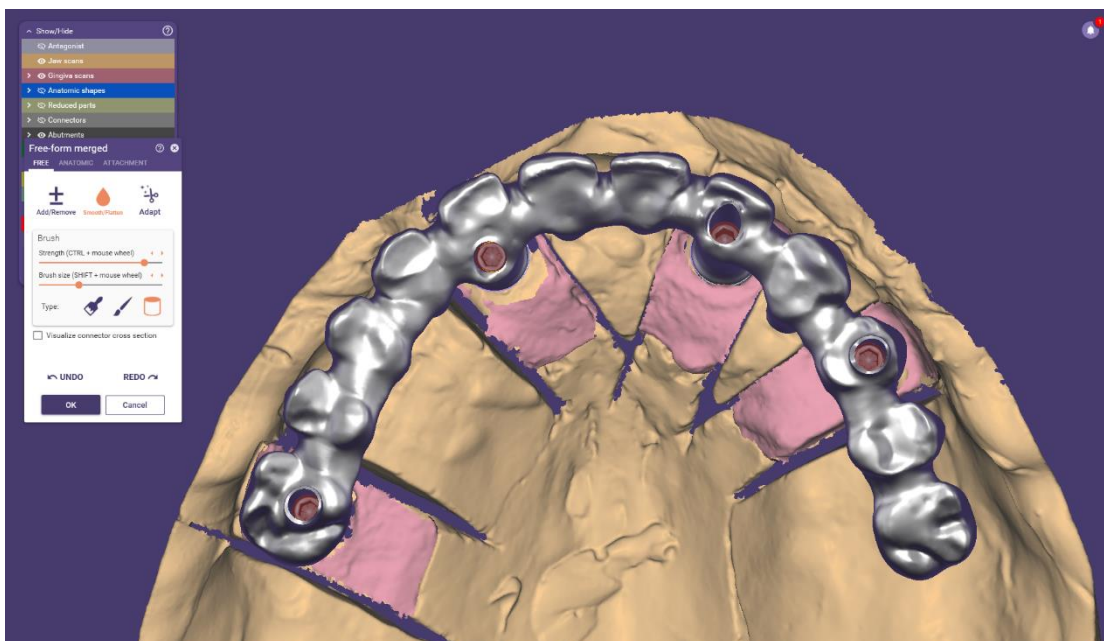


Εικ. 28 Μορφοποίηση του σκελετού προκειμένου να προβλεφθεί επαρκής χώρος περιμετρικά των επιεμφυτευματικών στεφανών έτσι ώστε να διευκολύνεται ο καθαρισμός με τα μεσοδόντια βουρτσάκια (Νικόπουλος 2024)

Τέλος εάν η υπερκατασκευή περιέχει πολλές μασητικές μονάδες κρίσιμο είναι να ενισχυθεί συνολικά στις περιοχές των ενώσεων αλλά και των στηριγμάτων όπου το πάχος κριθεί οριακό. Συνήθως η ενίσχυση αυτή λαμβάνει χώρα στην γλωσσική περιοχή του σκελετού πραγματοποιώντας προσθήκη υλικού ημικυκλικού σχήματος (τύπου γιρλάντας) με τις κορυφές του ημικυκλίου να βρίσκονται στο μέσο γλωσσικό τριτημόριο των ενώσεων (τόσο κατά την αυχενομασητική όσο και κατά την εγγύς-άπω διάσταση της ένωσης) και τη βάση του στο μέσο τριτημόριο των δοντιών όσο αφορά την εγγύς-άπω διάσταση και στο αυχενικό όσο αφορά την αυχενομασητική (Εικ. 29,30).



Εικ. 29 Ενίσχυση του σκελετού με τη βοήθεια των ειδικών εργαλείων της ελεύθερης μορφοποίησης. (Νικόπουλος 2024)



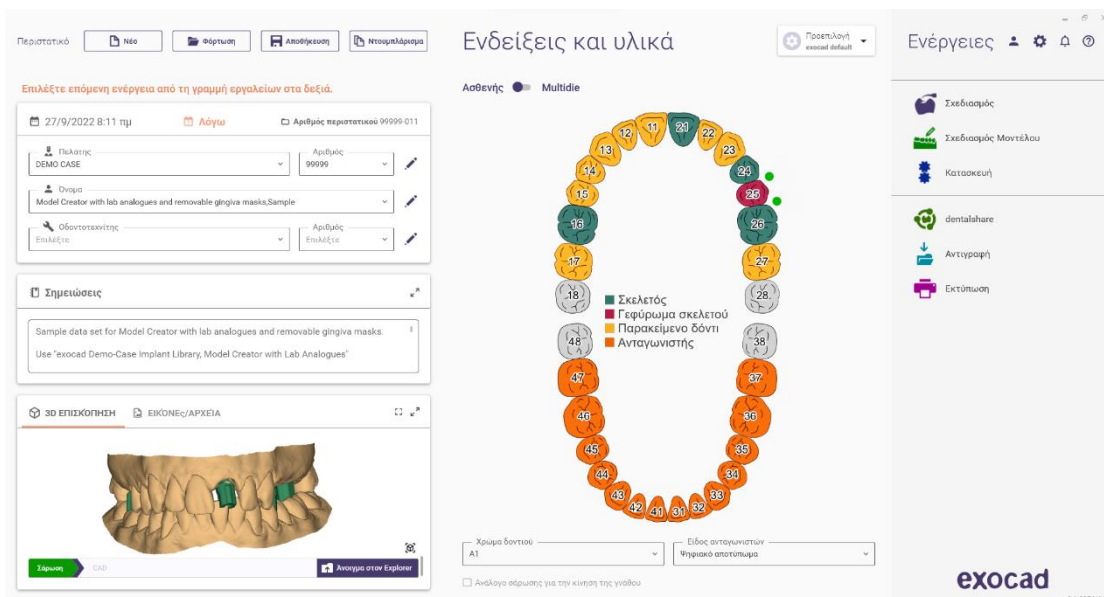
Εικ. 30 Ο επιεμφυτευματικός σκελετός μετά την γλωσσική ενίσχυση (Νικόπουλος 2024)

## 2. Ψηφιακός σχεδιασμός συγκολλοκοχλιούμενων επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων

### 2.1 Σχεδιασμός σκελετού επιεμφυτευματικής συγκολλοκοχλιούμενης αποκατάστασης ψηφιακής αποτύπωσης.

- Αρχική καρτέλα

Η διαδικασία σχεδιασμού μιας συγκολλοκοχλιούμενης επιεμφυτευματικής αποκατάστασης ελάχιστα διαφέρει από αυτόν της κοχλιούμενης. Η αρχική καρτέλα θα συμπληρωθεί με τον ίδιο τρόπο όπως περιγράφηκε εκτενώς στο υποκεφάλαιο (1.1.1) με τη διαφορά ότι στο κάτω δεξιό μέρος της καρτέλας με όνομα «Είδος ανταγωνιστών» θα επιλεγεί η υποκατηγορία «Ψηφιακό αποτύπωμα» (Εικ.31).

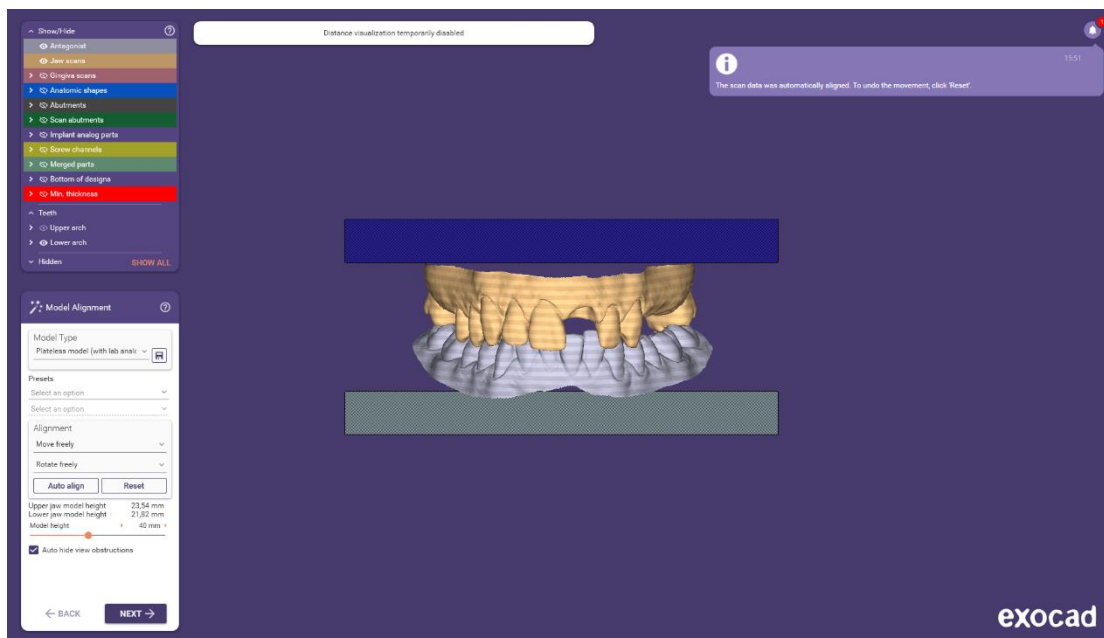


Εικ. 31 Αρχική καρτέλα (Νικόπουλος 2024)

Στις μέρες μας ο τρόπος αποτύπωσης και κατ' επέκταση η κατασκευή του εκμαγείου εργασίας αλλάζει με ταχύς ρυθμούς. Στην περίπτωση που η αποτύπωση γίνει με ενδοστοματικό σαρωτή το στάδιο της σάρωσης από τον οδοντικό τεχνολόγο παραλείπεται. Στην περίπτωση μιας επιεμφυτευματικής αποκατάστασης το εργαστήριο θα λάβει με τη μορφή email τα ψηφιακά αποτυπώματα συνήθως με τη μορφή stl αρχείων. Τα αρχεία αυτά περιλαμβάνουν την άνω και κάτω γνάθο την καταγραφή της σύγκλεισης και ένα ακόμη αρχείο που περιλαμβάνει την προς αποκατάσταση γνάθο σαρωμένη με τα ψηφιακά ανάλογα αποτύπωσης (scan body) βιδωμένα στα εμφυτεύματα.

## 2.1.1 Σχεδιασμός εκμαγείου εργασίας (model creator)

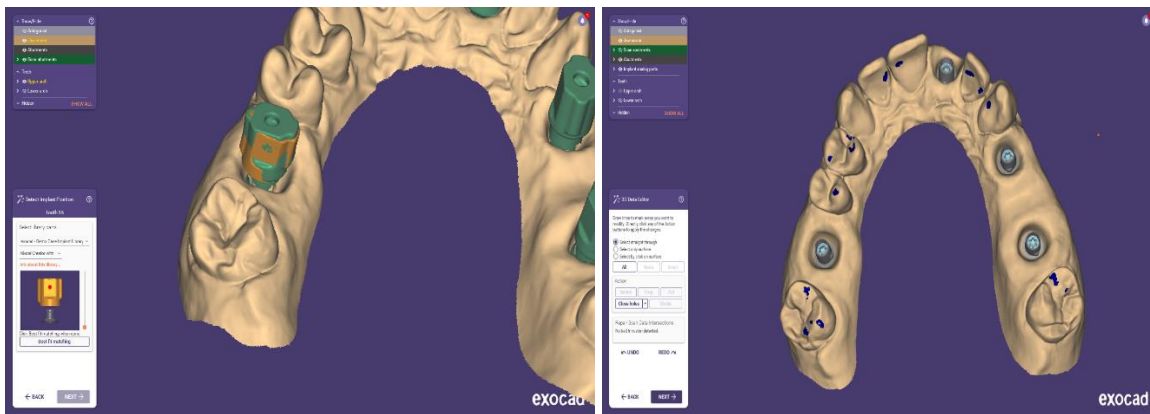
Μετά την ολοκλήρωση της συμπλήρωσης της καρτέλας ο χρήστης του λογισμικού σχεδίασης θα μεταβεί στο μενού "Σχεδιασμός Μοντέλου" περισσότερο γνωστό ως model creator. Αρχικά το λογισμικό ζητάει από το χρήστη να εισάγει στο πρόγραμμα σχεδίασης τα αρχεία της άνω και κάτω γνάθου καθώς και της γνάθου που περιλαμβάνει τους ψηφιακούς άξονες αποτύπωσης ξεχωριστά. Την εισαγωγή των ψηφιοποιημένων γναθών ακολουθεί η επιλογή του τύπου του εκμαγείου που θα κατασκευαστεί. Στην περίπτωση των επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων επιλέγεται η υποκαρτέλα που περιλαμβάνει τα εργαστηριακά ανάλογα εμφυτεύματος (Εικ. 32). Με την επιλογή αυτή εξασφαλίζεται ο απαραίτητος χώρος στο προς εκτύπωση εκμαγείο εργασίας όπου θα τοποθετηθούν τα ανάλογα εμφυτεύματος ψηφιακής αποτύπωσης.



Εικ. 32 Επιλογή του τύπου του εκμαγείου που θα εκτυπωθεί (Νικόπουλος 2024)

Το επόμενο στάδιο ψηφιακού σχεδιασμού είναι αυτό της επιλογής κατάλληλης ψηφιακής βιβλιοθήκης και της αντιστοίχισης του ψηφιακού άξονα αποτύπωσης αυτής (scan body) με τον αντίστοιχο της ψηφιακά αποτυπωμένης με τον ενδοστοματικό σαρωτή γνάθου (Εικ. 33). Το στάδιο δεν παρουσιάζει διαφορές αναφορικά με τον τρόπο αποτύπωσης. Παρουσιάζει διαφορές όμως που αφορούν τον τρόπο σύνδεσης της υπερκατασκευής με τα εμφυτεύματα. Σε αντίθεση με την κοχλιούμενη αποκατάσταση όπου οι προσθετικοί δακτύλιοι (multi unit) είναι τοποθετημένοι στο στόμα και κατ' επέκταση στο ψηφιακό εκμαγείο εργασίας στην περίπτωση της συγκολληκοχλιούμενης εργασίας θα πρέπει ο χρήστης να επιλέξει την κατάλληλη βάση τιτανίου για την εκάστοτε εργασία.

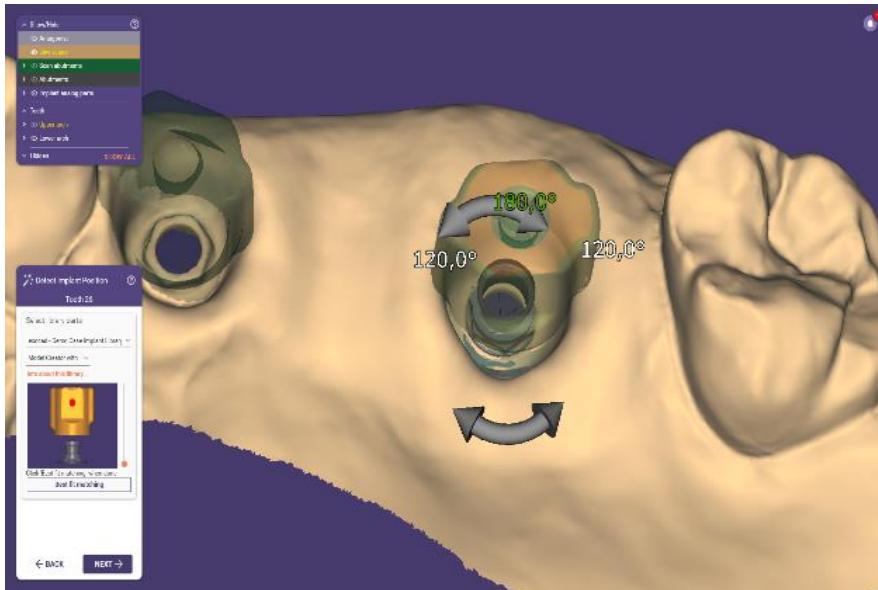
Κάθε εταιρία διαθέτει σειρά βάσεων τιτανίου με διάφορα διαβλενογόνια ύψη. Διαφορές εντοπίζονται και στο ύψος της βάσης τιτανίου που αφορά το υπόλοιπο μέρος της (πέρα του διαβλενογόνιου τμήματος). Ακόμη διατίθενται βάσεις τιτανίου που επιτρέπουν την τοποθέτηση του άξονα κοχλίωσης με γωνία συγκεκριμένων μοιρών σε περιπτώσεις που τα εμφυτεύματα δεν μπόρεσαν να τοποθετηθούν κάθετα στο μασητικό επίπεδο. Ο χρήστης του λογισμικού σχεδίασης μπορεί επιλέγοντας την ψηφιακή βιβλιοθήκη της εταιρίας που αντιστοιχεί στο εμφύτευμα να τοποθετήσει εικονικά τις διατιθέμενες βάσεις τιτανίου στο εικονικό εκμαγείο (αντιστοιχίζοντας τον ψηφιακό άξονα αποτύπωσης της βιβλιοθήκης με αυτόν του εικονικού εκμαγείου). Έτσι μπορεί να επιλέξει την κατάλληλη βάση τιτανίου αναφορικά με το διαβλενογόνιο ύψος, τους συγκλεισιακούς χώρους και απαιτούμενη ενδεχομένως κλίση προκειμένου να ανταποκριθεί στις αισθητικές και λειτουργικές απαιτήσεις της αποκατάστασης (Εικ. 34).



Εικ 33/34 αντιστοίχιση ψηφιακών αξόνων σάρωσης με τους αντίστοιχους της ψηφιακής βιβλιοθήκης/Τοποθέτηση των βάσεων τιτανίου στο εικονικό εκμαγείο εργασίας και αξιολόγηση του διαβλενογόνιου ύψους (Νικόπουλος 2024)

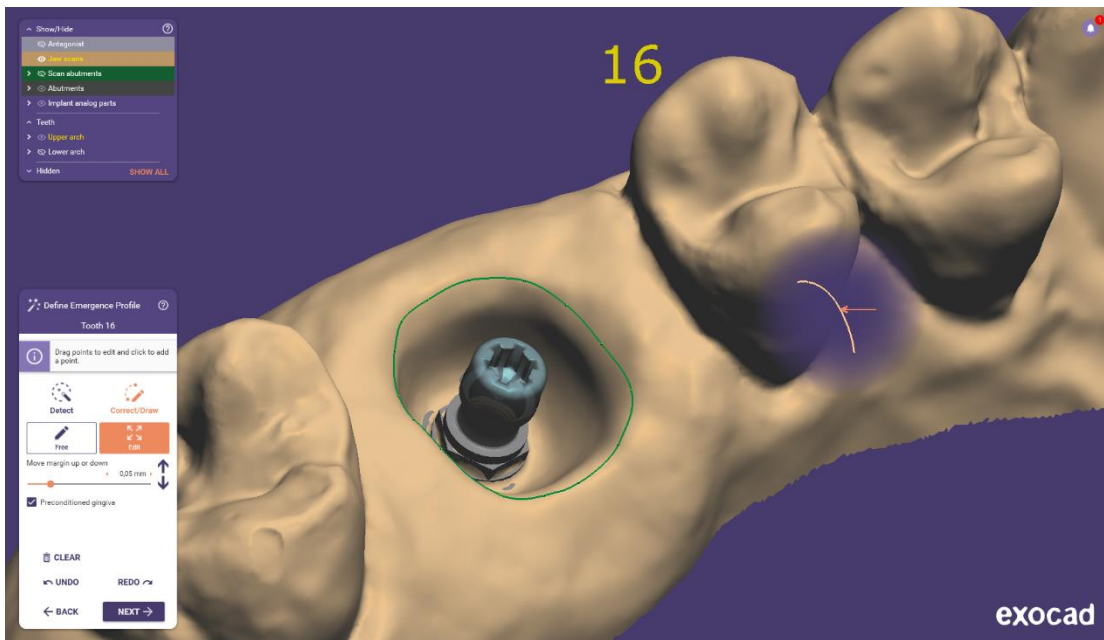
Όταν η κλίση του εμφυτεύματος δεν είναι ευνοϊκή προτιμώνται ειδικοί προσθετικοί δακτύλιοι (βάσεις τιτανίου) οι οποίοι επιτρέπουν την τοποθέτηση του άξονα κοχλίωσης με γωνία έως και σαράντα μοίρες. Με τον τρόπο αυτό αποφεύγεται η τοποθέτηση των αξόνων κοχλίωσης στην παρειακή πλευρά του επιεμφυτευματικού στηρίγματος και επομένως βελτιώνεται η αισθητική της πρόσθεσης. Η γλωσσική πλευρά των δακτυλίων αυτών είναι πάντοτε χαμηλότερη σε ύψος και αυτό συμβαίνει προκειμένου να διευκολυνθεί η υπό γωνία κοχλίωση της πρόσθεσης. Η κοχλίωση σε αυτές τις περιπτώσεις γίνεται με ειδικό κατσαβίδι μικρής διαμέτρου και επαρκούς μήκους καθώς όσο μεγαλύτερη είναι η γωνία κοχλίωσης τόσο περιορίζεται και ο διαθέσιμος για το ειδικό εργαλείο κοχλίωσης χώρος.

Το λογισμικό δίνει την δυνατότητα περιστροφής του ψηφιακού άξονα αποτύπωσης κατά 60 μοίρες δίνοντας τη δυνατότητα στον χρήστη να το τοποθετήσει σε όλες τις πιθανές θέσεις στο εξάγωνο. Αυτό είναι ιδιαίτερα χρήσιμο καθώς σε περιπτώσεις όπου θα χρειαστεί να τοποθετηθεί βάση τιτανίου με γωνία και ως εκ τούτου θα έχει μία κοντή και μία ψηλή πλευρά έχει σημασία ο προσανατολισμός του ψηφιακού άξονα αποτύπωσης. Με τη δυνατότητα αυτή η βάση τοποθετείται εικονικά στην επιθυμητή θέση και αποφεύγεται η διορθωτική σάρωση των ψηφιακών αξόνων (Εικ. 35).



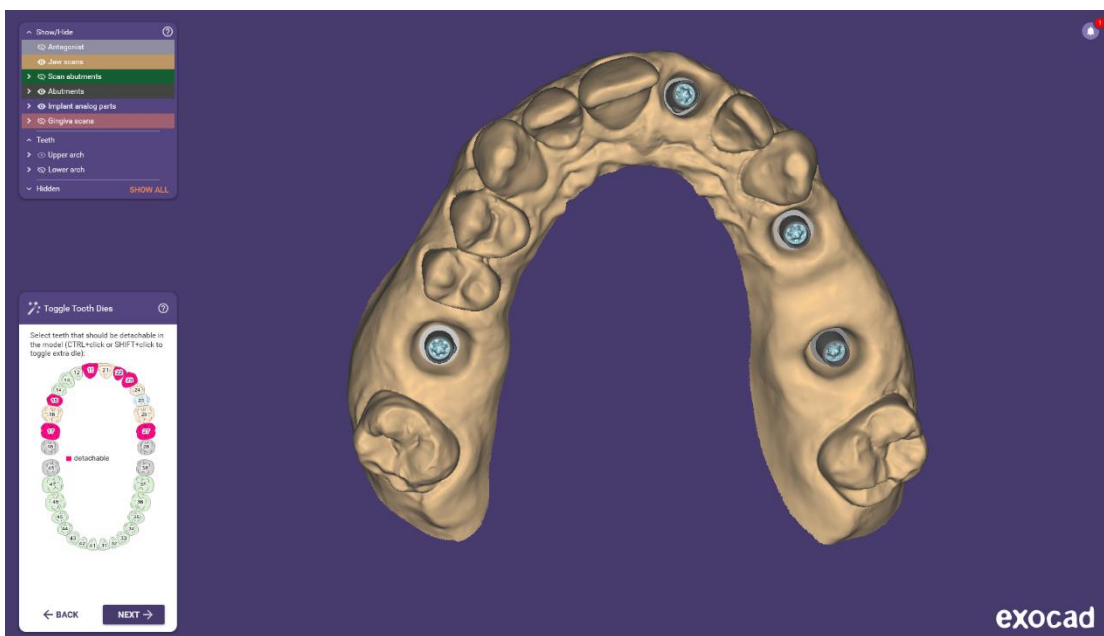
Εικ. 35 Δυνατότητα εικονικής τοποθέτησης του άξονα σάρωσης σε όλες τις θέσεις στο εξάγωνο του εμφυτεύματος (Νικόπουλος 2024)





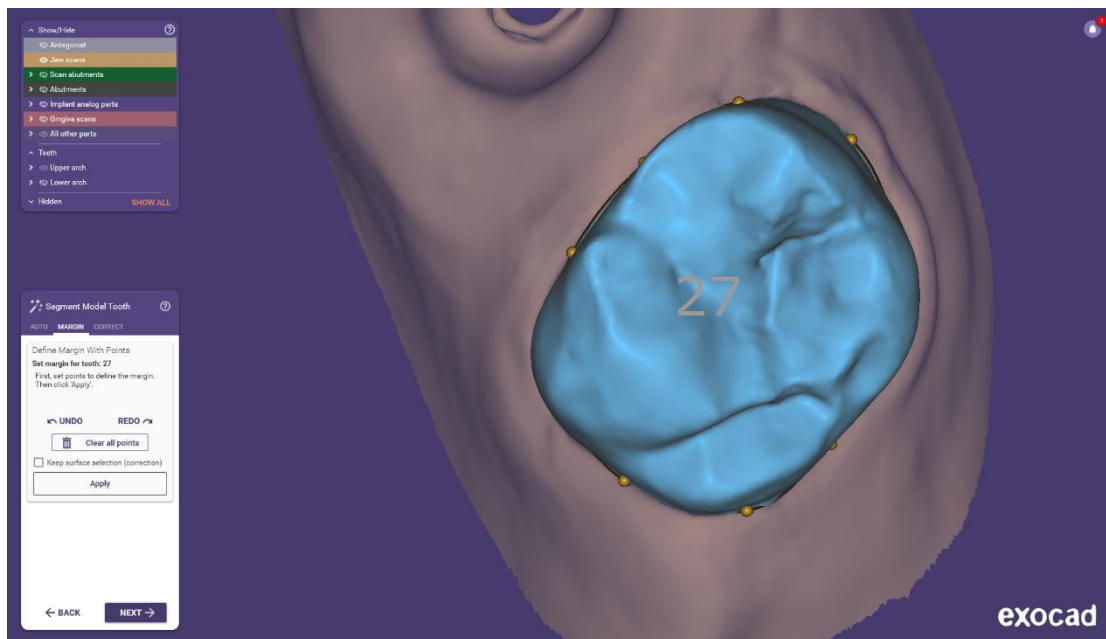
Εικ. 36α Σχεδιασμός προφίλ ανάδυσης των επιεμφυτευματικών στεφανών (Νικόπουλος 2024)

Εικ. 36β Επόμενο στάδιο σχεδίασης είναι αυτό του προφίλ ανάδυσης των επιεμφυτευματικών στεφανών (Νικόπουλος 2024)



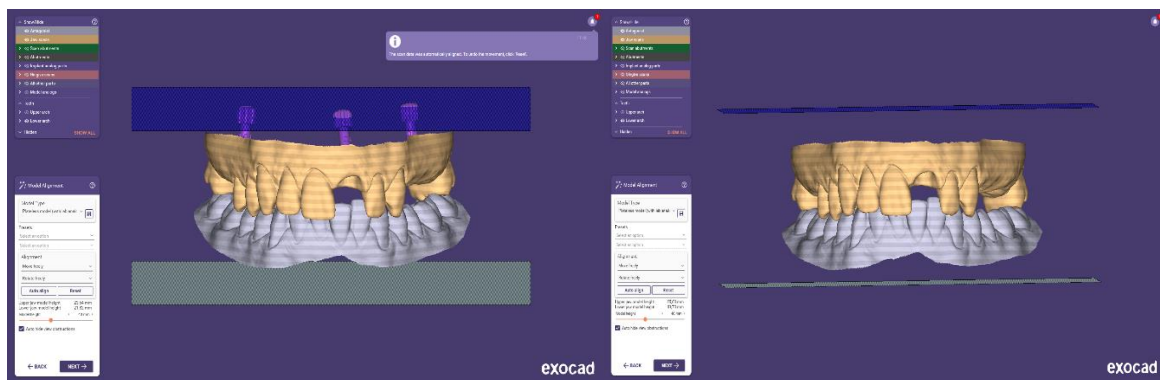
Εικ. 37 Επιλογή των δοντιών που θα είναι κινητά στο εκτυπωμένο εκμαγείο (Νικόπουλος 2024)

Επόμενο στάδιο ψηφιακής σχεδίασης είναι η επιλογή των δοντιών τα οποία θα είναι κινητά στο εκμαγείο που θα εκτυπωθεί (Εικ. 37). Συνήθως στις επιεμφυτευματικές προσθέσεις ορίζουμε ως κινητά τα δόντια που είναι παρακείμενα των επιεμφυτευματικών στεφανών. Τα δόντια επιλέγονται πηγαίνοντας τον κέρσορα στο πινακάκι που βρίσκεται κάτω αριστερά της επιφάνειας εργασίας του σχεδιαστικού προγράμματος. Στο ίδιο το πινακάκι υπάρχουν αναλυτικές οδηγίες. Τα δόντια που θα επιλεγούν θα εκτυπωθούν ξεχωριστά και στο εκμαγείο θα υπάρχουν οι αντίστοιχες θέσεις όπως σε ένα συμβατικό φαρνιακό εκμαγείο.



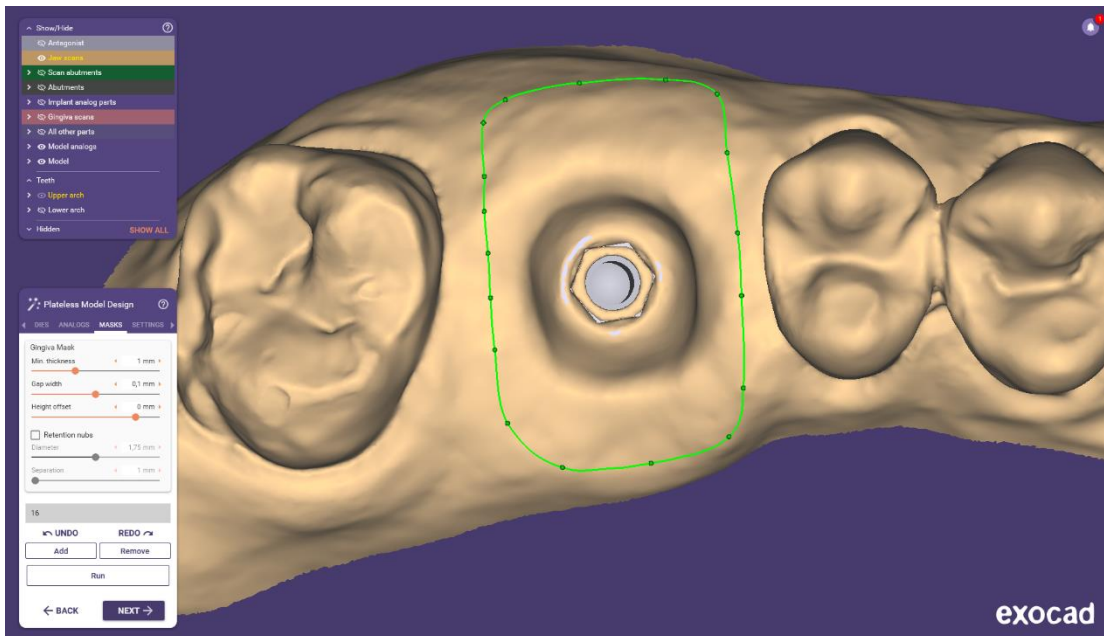
Εικ. 38 Οριοθέτηση της μύλης των κινητών δοντιών (Νικόπουλος 2024)

Το σχεδιαστικό πρόγραμμα ορίζει αυτόματα τα όρια της μύλης των δοντιών αφήνοντας φυσικά τη δυνατότητα για περαιτέρω διορθώσεις στον χρήστη (Εικ. 38)



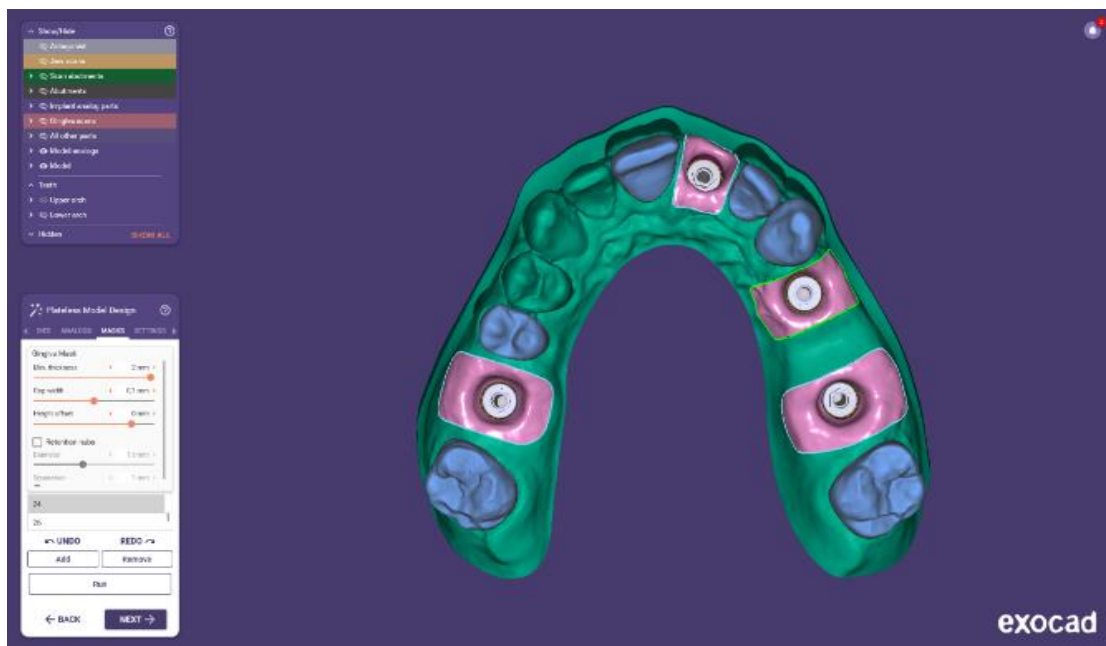
Εικ. 39 Χωροθέτηση των εκμαγείων προκειμένου τα ανάλογα εμφυτεύματος να μην προεξέχουν του εκτυπωμένου εκμαγείου (Νικόπουλος 2024)

Στην περίπτωση που τα ανάλογα εμφυτεύματος ξεπερνούν τα όρια του εκμαγείου εργασίας σε πάχος εμφανίζεται η παραπάνω καρτέλα στην οποία ο χρήστης καλείται να χωροθετήσει ορθότερα τα εκμαγεία. Όταν αυτό συμβεί εξαφανίζονται τα ανάλογα εμφυτεύματος από το εκμαγείο εργασίας δίνοντας στον χρήστη το σήμα να προχωρήσει τον σχεδιασμό των εκμαγείων (Εικ. 39).



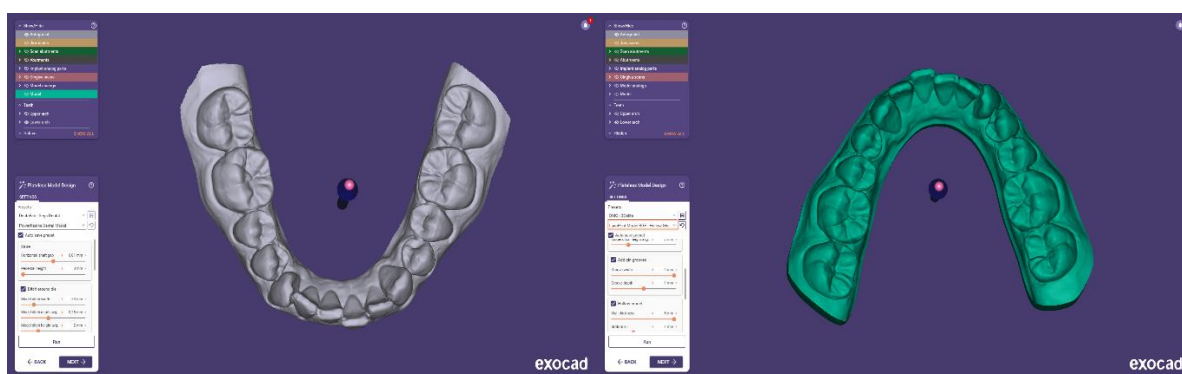
Εικ. 40 Σχεδίαση της μάσκας ούλων του εκμαγείου εργασίας (Νικόπουλος 2024)

Επόμενο στάδιο είναι η ψηφιακή σχεδίαση της μάσκας ούλων των επιεμφυτευματικών στεφανών (Εικ. 40) Στο στάδιο αυτό ο χρήστης πηγαίνοντας στην υποκαρτέλα με το όνομα “masks” και πατώντας το κουμπί “add” σχεδιάζει τα όρια της μάσκας ούλων ενώ υπάρχουν σειρά ρυθμίσεων αναφορικά με το πάχος, τη μορφολογία και τα συγκρατητικά στοιχεία της μάσκας για να επιλέξει ο χρήστης. Στη συνέχεια το πρόγραμμα ενσωματώνει στο εικονικό εκμαγείο εργασίας και εμφανίζει την μάσκα ούλων με το γνωστό ροζ χρώμα (Εικ. 40α).



Εικ. 40α Το εικονικό εκμαγείο εργασίας με τις μάσκες ούλων τοποθετημένες (Νικόπουλος 2024)

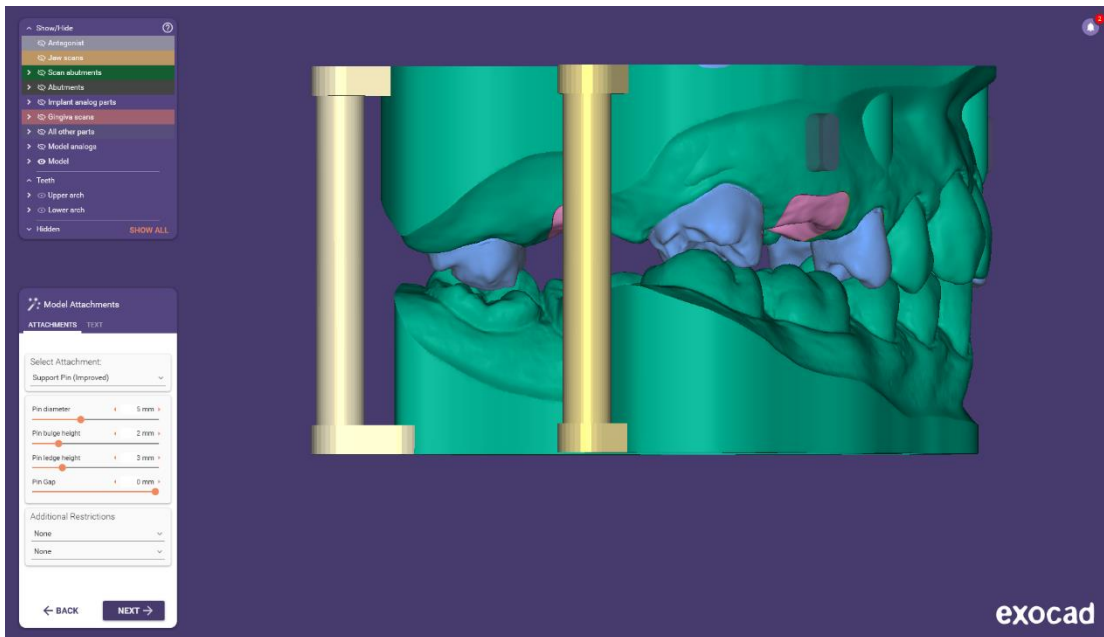
Επόμενο στάδιο είναι ο σχεδιασμός του εκμαγείου του ανταγωνιστή φραγμού (Εικ. 41). Στην οθόνη εμφανίζονται οι ανταγωνιστές και ένα πινακάκι στο αριστερό κάτω μέρος της οθόνης όπου ο χρήστης του λογισμικού μπορεί να επιλέξει τον τύπο του εκμαγείου που επιθυμεί να εκτυπωθεί. Οι επιλογές είναι πολλές διαφέρουν σε διαστάσεις (πάχος) και συγκρατητικούς χώρους όσο αναφορά την επιφάνεια έδρασης του εκμαγείου. Ακόμη διατίθεται σειρά επιπλέον ρυθμίσεων για κάθε επιλογή όπου ο χρήστης μπορεί να προχωρήσει σε περαιτέρω παραμετροποίηση.



Εικ. 41 Σχεδιασμός ανταγωνιστή φραγμού (Νικόπουλος 2024)

Επόμενο στάδιο σχεδίασης είναι η τοποθέτηση συγκρατητικών στοιχείων στα εκμαγεία (Εικ. 42) Το λογισμικό προσφέρει σειρά επιλογών διαφορετικών στοιχείων

συγκράτησης με τον χρήστη να έχει τη δυνατότητα να τα επιλέξει να τα τοποθετήσει και να κρίνει πιο είναι το καταλληλότερο.

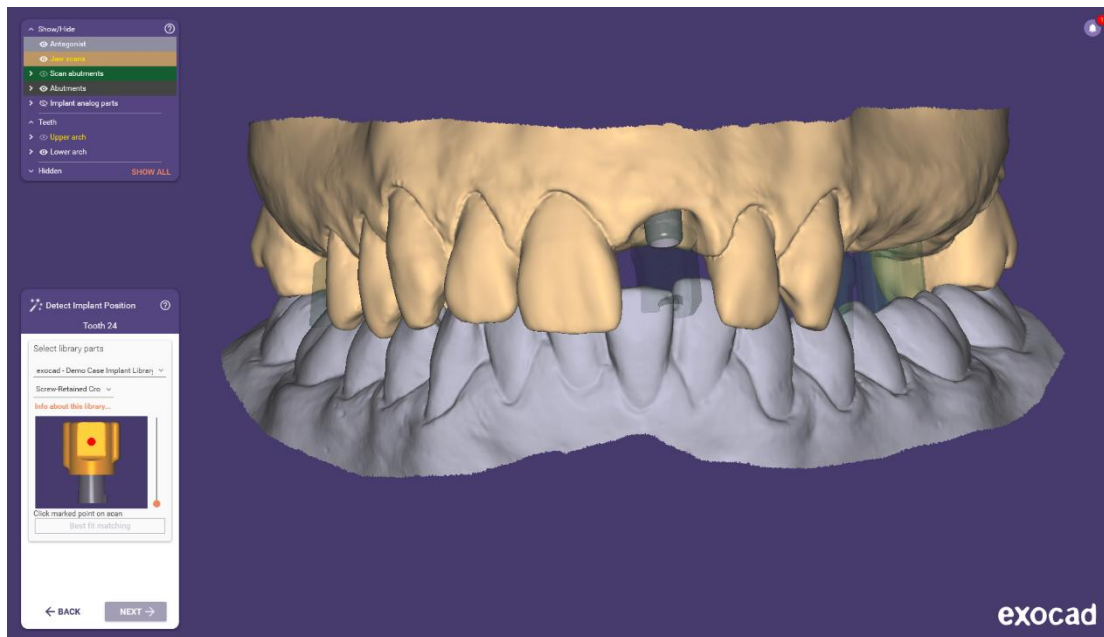


Εικ. 42 Τοποθέτηση συγκρατητικών στοιχείων μεταξύ εκμαγείου εργασίας και ανταγωνιστή φραγμού (Νικόπουλος 2024)

Μετά και από αυτό το στάδιο η σχεδίαση του εκμαγείου εργασίας και του ανταγωνιστή φραγμού ολοκληρώνεται και ο χρήστης ανοίγει την καρτέλα του προγράμματος σχεδίασης της εργασίας κατά τα γνωστά.

### 2.1.3 Ψηφιακός σχεδιασμός σκελετού συγκολλοκοχλιούμενης αποκατάστασης

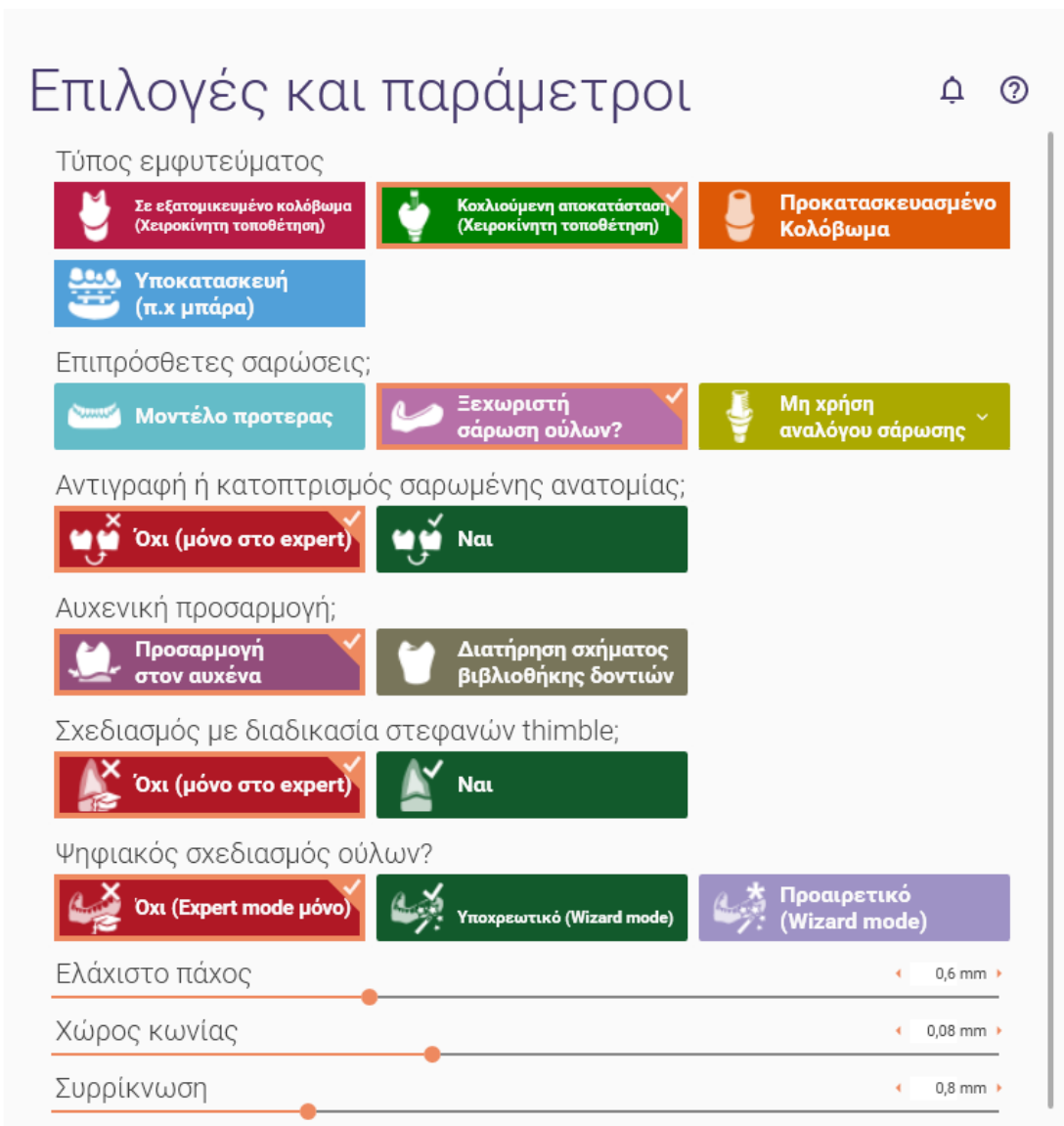
Μοναδική διαφορά με τον σχεδιασμό των κοχλιούμενων αποκαταστάσεων όπως αυτός αναφέρθηκε και προηγουμένως (2.1.2) αποτελεί η επιλογή της βάσης τιτανίου στο στάδιο της επιλογής ψηφιακής βιβλιοθήκης. Όπως προαναφέρθηκε σε αντίθεση με την περίπτωση των κοχλιούμενων αποκαταστάσεων όπου η αποτύπωση γίνεται σε επίπεδο προσθετικών δακτυλίων (όταν δεν γίνεται απευθείας ένωση υπερκατασκευής-εμφυτεύματος) οπότε ο χρήστης αρκείται μόνο στην ορθή επιλογή της μοναδικής σωστής βιβλιοθήκης στην περίπτωση των συγκολλοκοχλιούμενων αποκαταστάσεων όπου η αποτύπωση γίνεται σε επίπεδο εμφυτεύματος ο χρήστης επιλέγει από μια σειρά βάσεων τιτανίου ανάλογα με την εταιρία. Το λογισμικό δίνει τη δυνατότητα στον χρήστη να επιλέγει και να τοποθετεί τις βάσεις τιτανίου μέσω της ψηφιακής βιβλιοθήκης έως ότου καταλήξει στις οριστικά επιλέξιμες με βάση τα διαβλεπνογόνια ύψη και τους συγκλεισιακούς χώρους (Εικ. 43).



Εικ. 43 Αντιστοίχιση του ψηφιακού άξονα σάρωσης με τον αντίστοιχο της ψηφιακής βιβλιοθήκης και επιλογή της κατάλληλης βάσης τιτανίου (Νικόπουλος 2024)

Επιλογή βάσεων τιτανίου μέσω της ψηφιακής βιβλιοθήκης. Αχνά φαίνονται οι ψηφιακοί άξονες αποτύπωσης. Οι βάσεις τιτανίου τοποθετούνται στο εκμαγείο και επιλέγονται οι καταλληλότερες με κριτήρια επιλογής που αφορούν το διαβλεννογόνο ύψος και τους συγκλεισιακούς χώρους. Τα επόμενα στάδια σχεδιασμού δεν διαφέρουν από αυτά των κοχλιούμενων αποκαταστάσεων όπως αυτά περιγράφηκαν στο υποκεφάλαιο 1.2.

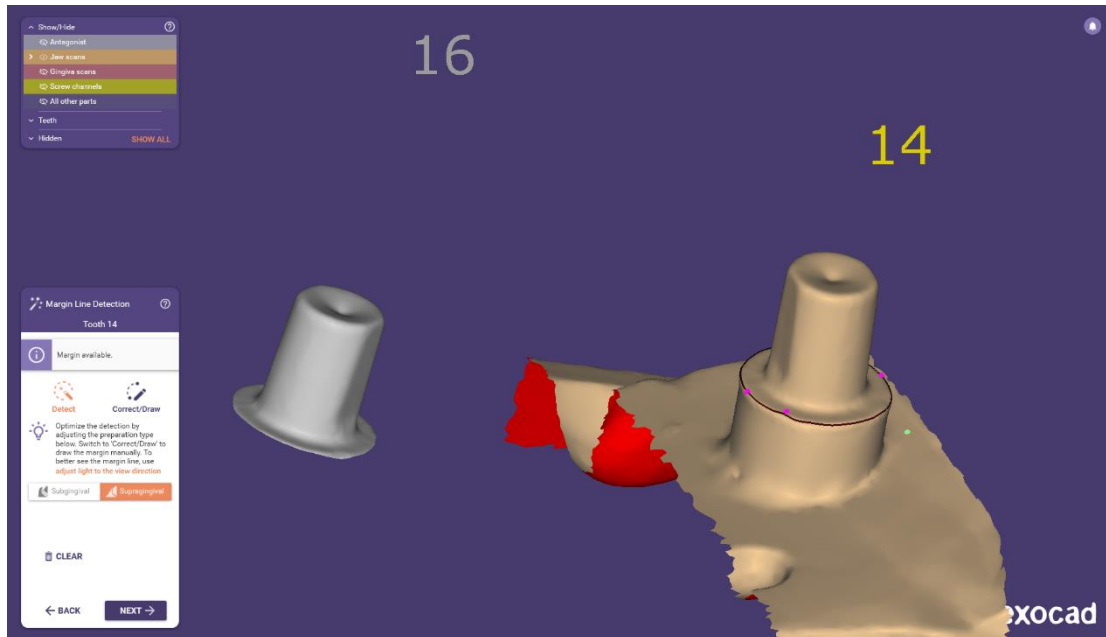
Μια ακόμη δυνατότητα του λογισμικού (exocad) όσο αφορά των σχεδιασμό συγκολληκοχλιούμενων αποκαταστάσεων είναι ο σχεδιασμός χωρίς την παρουσία ψηφιακών αξόνων σάρωσης (Scan-body). Η διαδικασία εκκινεί με τον ορισμό κάθε επιεμφυτευματικής στεφάνης στο μενού της αρχικής καρτέλας ως «Κοχλιούμενη αποκατάσταση (Χειροκίνητη τοποθέτηση)» (Εικ. 44).



Εικ. 44 Αρχική καρτέλα (Νικόπουλος 2024)

Στις αρχικές εκδόσεις του λογισμικό η διαδικασία αυτή ήταν ιδιαίτερα δημοφιλής καθώς δεν ήταν ακόμη ευρέως διαδεδομένη η χρήση των ψηφιακών αξόνων σάρωσης. Δίνεται έτσι η επιλογή στον χρήστη να σχεδιάσει και να κατασκευάσει μία συγκολλοκοχλιούμενη αποκατάσταση χρησιμοποιώντας βάσεις τιτανίου ή ακόμη και κολοβώματα (abutment) για συγκολλούμενες εργασίες. Στην περίπτωση των κολοβωμάτων αυτά φρεζάρονταν κατά τα γνωστά και σαρώνονται χρησιμοποιώντας ειδικά σπρέι προκειμένου να καλυφθεί η μεταλλική λάμψη που καθιστά δυσανάγνωστη τη σάρωση. Πέρα από τα ειδικά σπρέι τόσο οι βάσεις τιτανίου όσο και τα κολοβώματα για τις συγκολλούμενες επιεμφυτευματικές αποκαταστάσεις μπορούν να αμμοβοληθούν προκειμένου να αδροποιηθεί η επιφάνειά τους ούτως ώστε να διευκολυνθεί η σάρωση. Αξίζει να σημειωθεί ότι στην

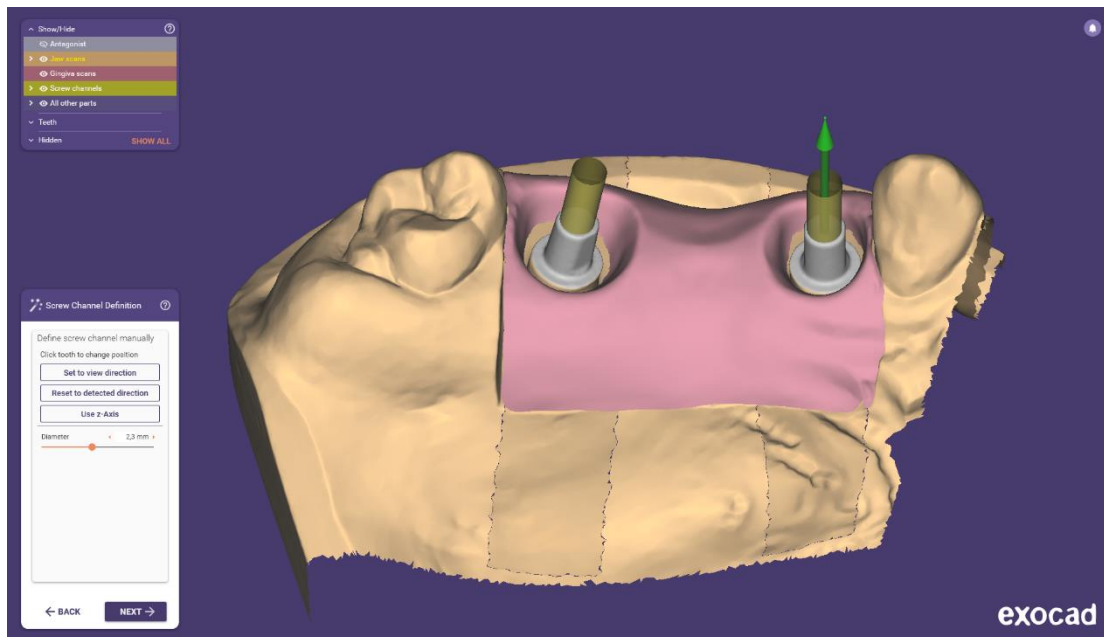
περίπτωση της αμμοβόλησης θα πρέπει η περιοχή που εδράζεται στο εμφύτευμα να παραμείνει άθικτη. Στην περίπτωση αυτή τα όρια της αποκατάστασης ορίζονται με τρόπο παρόμοιο με αυτών των συμβατικών στεφανών (Εικ. 45).



Εικ. 45 Σχεδιασμός των αυχενικών ορίων των επιεμφυτευματικών στεφανών (Νικόπουλος 2024)

Στη συνέχεια το λογισμικό δίνει την δυνατότητα στον χρήστη να τοποθετήσει ο ίδιος χειροκίνητα τον αυλό κοχλίωσης της εργασίας. Η μέθοδος αυτή προσφέρει την δυνατότητα κατασκευής συγκολλοκοχλιούμενων εργασιών χωρίς τη χρήση ειδικών αξόνων σάρωσης με περιορισμένη εφαρμογή κυρίως σε περιπτώσεις πολύ μικρών γωνιώσεων όπου τα εμφυτεύματα έχουν τοποθετηθεί σε ιδανικές θέσεις (Εικ. 46).





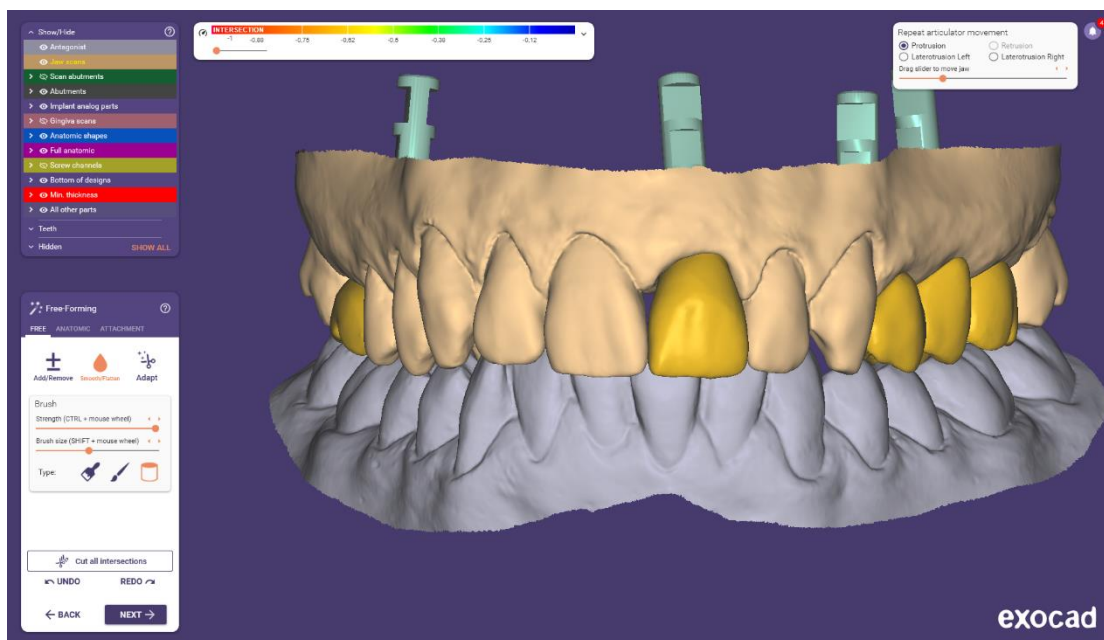
Εικ. 46 Χειροκίνητη τοποθέτηση των αυλών κοχλίωσης (Νικόπουλος 2024)

Η μέθοδος σχεδιασμού αυτή μπορεί να αποτελέσει λύση ανάγκης σε περιπτώσεις όπου δεν είναι διαθέσιμος ο άξονας αποτύπωσης μιας εταιρίας ή η αντίστοιχη βιβλιοθήκη και μπορεί να σαρωθεί απευθείας ο προσθετικός δακτύλιος (t-base, κολόβωμα για συγκολλούμενη εργασία). Πέρα από τους προαναφερθέντες περιορισμούς η μέθοδος σχεδιασμού αυτή υστερεί και σε πιστότητα όσον αφορά το τελικό προϊόν καθώς η μέθοδος της σάρωσης των ψηφιακών αξόνων και η χρήση των ψηφιακών βιβλιοθηκών προσφέρουν μεγαλύτερη ακρίβεια όσον αφορά την εφαρμογή του σκελετού στους προσθετικούς δακτυλίους και μεγαλύτερη ποιότητα κατασκευής καθώς το αρχείο που αντιστοιχεί στην βιβλιοθήκη είναι προσχεδιασμένο από την εταιρία με συγκεκριμένες προδιαγραφές αναφορικά με τις διαστάσεις του προσφέροντας επαναληψιμότητα στο αποτέλεσμα της κοπής ή της εκτύπωσης του σκελετού αποφεύγοντας ενδεχόμενες ατέλειες της σάρωσης.

Ένα ακόμη μειονέκτημα της μεθόδου αποτελεί η χειροκίνητη τοποθέτηση του αυλού κοχλίωσης καθώς εάν υπάρξει σφάλμα στην εκτίμηση της γωνίας του αυλού είναι πιθανόν να υπάρχει πρόβλημα αναφορικά με την κοχλίωση τις βίδας. Ενδεχόμενη παρεμπόδιση στην πορεία της βίδας από τον σκελετό προς το κολόβωμα θα οδηγήσει σε τροχισμό του σκελετού με συνέπεια την μείωση του πάχους του τοιχώματος του και κατ' επέκταση μείωση της αντοχής και της ποιότητας της αποκατάστασης. Εάν το πρόβλημα είναι μεγαλύτερο μπορεί να σχεδιαστεί εκ νέου καινούριος σκελετός με διαφορετική γωνία κοχλίωσης.

### 2.1.3 Σχεδιασμός επιεμφυτευματικής μονολιθικής ζιρκονίας (συγκολλοκοχλιούμενη αποκατάσταση)

Τα στάδια σχεδιασμού μιας μονολιθικής επιεμφυτευματικής αποκατάστασης ελάχιστα διαφέρουν από αυτά μιας εργασίας όπου θα υπάρχει υλικό πυρήνα και αισθητικό υλικό επικάλυψης. Η κύρια διαφορά είναι ότι απουσιάζει το στάδιο σχεδιασμού όπου πραγματοποιείται η συρρίκνωση των δοντιών που έχουν τοποθετηθεί προκειμένου να προκύψει ο απαραίτητος χώρος για τα αισθητικά υλικά επικάλυψης. Το γεγονός αυτό προσδίδει ακόμη μεγαλύτερη σημασία στο στάδιο της τοποθέτησης των δοντιών (Εικ. 47). Καθώς με όσο μεγαλύτερη ακρίβεια τοποθετηθούν τα δόντια στην γνάθο τόσες λιγότερες αλλαγές θα προκύψουν κατά την μορφοποίησή τους στο επόμενο στάδιο. Σε περιπτώσεις μερικής ανοδοντίας εάν η τοποθέτηση των εμφυτευμάτων το επιτρέπει ο χρήστης του λογισμικού σχεδίασης τοποθετεί τα δόντια ακολουθώντας το υπάρχον οδοντικό τόξο (εφόσον αυτό δεν πρόκειται να αντικατασταθεί άμεσα).

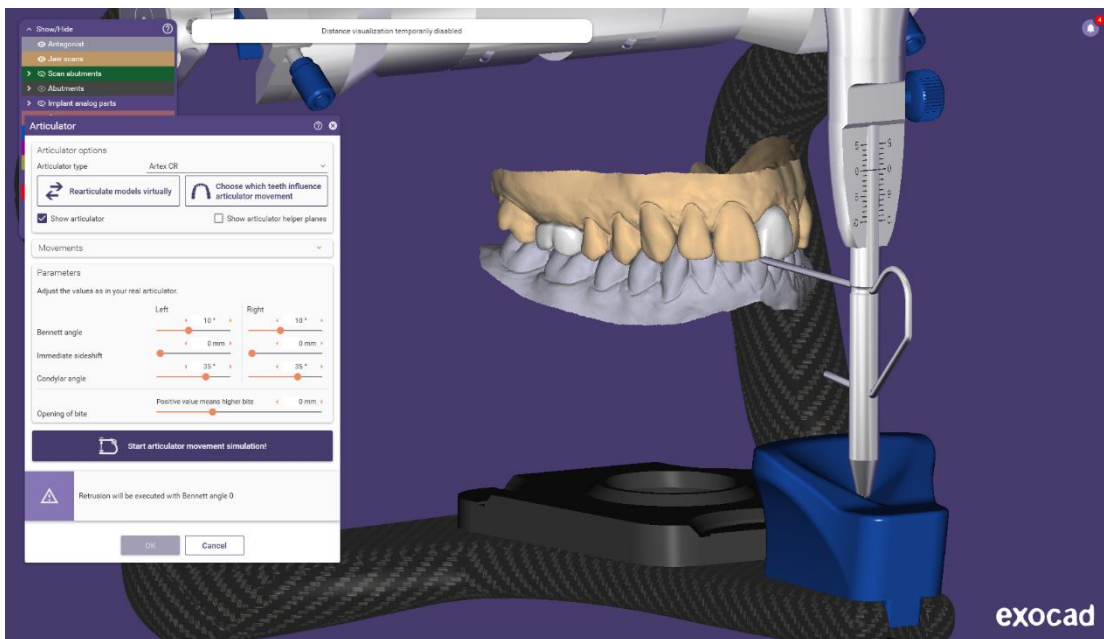


Εικ. 47 Τοποθέτηση των προς αποκατάσταση δοντιών στο εκμαγείο εργασίας (Νικόπουλος 2024)

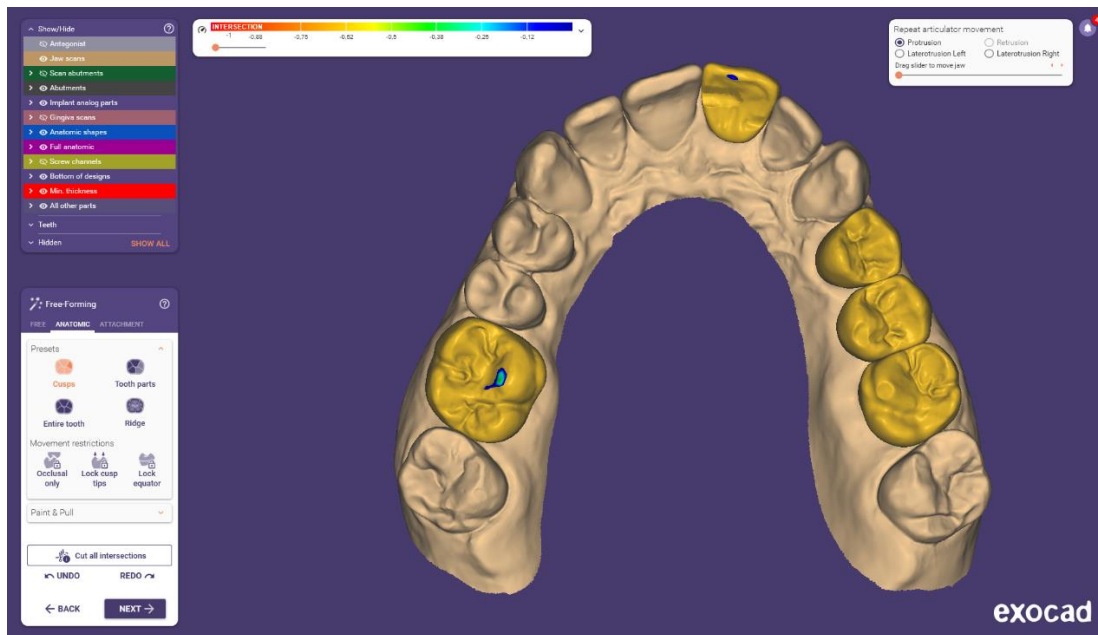
Οι σύγχρονες εκδόσεις των λογισμικών βοηθούν τον χρήστη του λογισμικού κατά την σύνταξη παρέχοντάς του πληροφορίες αναφορικά με της επαφές με τον ανταγωνιστή φραγμό την ώρα που τοποθετεί τα δόντια. Αυτό είναι ιδιαίτερα σημαντικό καθώς έτσι περιορίζεται η έκταση της αποκοπής των πρόωρων επαφών. Μειωμένη έκταση αποκοπής σημαίνει αυτόματα και σημαντικά λιγότερη μορφολογική επεξεργασία των δοντιών μασητικά στο επόμενο στάδιο της μορφοποίησης. Η ζιρκονία είναι ένα ιδιαίτερα σκληρό

υλικό σε σχέση με την πορσελάνη διαστρωμάτωσης. Αυτό καθιστά ιδιαίτερα σημαντική την όσο το δυνατό καλύτερη συγκλεισιακή διευθέτηση καθώς το υλικό τροχίζεται με δυσκολία. Σημαντικό εργαλείο σε αυτές τις περιπτώσεις αποτελεί ο ψηφιακός αρθρωτήρας. Με τη βοήθεια του ψηφιακού αρθρωτήρα μπορεί να γίνουν πέρα από την κλασική αποκοπή πρόωρων επαφών σε θέση μέγιστης συγγόμφωσης και η αποκοπή παρεμβολών κατά τις έκκεντρες κινήσεις τις γνάθου (Εικ. 48).

Ο ψηφιακός αρθρωτήρας εκτελεί εικονικά τις λειτουργικές κινήσεις της κάτω γνάθου (πλαγιολισθήσεις και προολίσθηση) εντοπίζοντας περαιτέρω παρεμβολές από αυτές που εντοπίστηκαν στο στάδιο της αποκοπής πρόωρων επαφών. Οι επαφές αυτές σημειώνονται με χρώματα που διαφέρουν ανάλογα με την ένταση της επαφής (Εικ. 49) Με τη βοήθεια του ψηφιακού αρθρωτήρα μια μονολιθική εργασία μπορεί να έρθει ένα ακόμη βήμα πιο κοντά στην τελική της μορφή χωρίς να υποστεί σημαντικής έκτασης μηχανική μετεπεξεργασία (μετά την κατασκευή της).



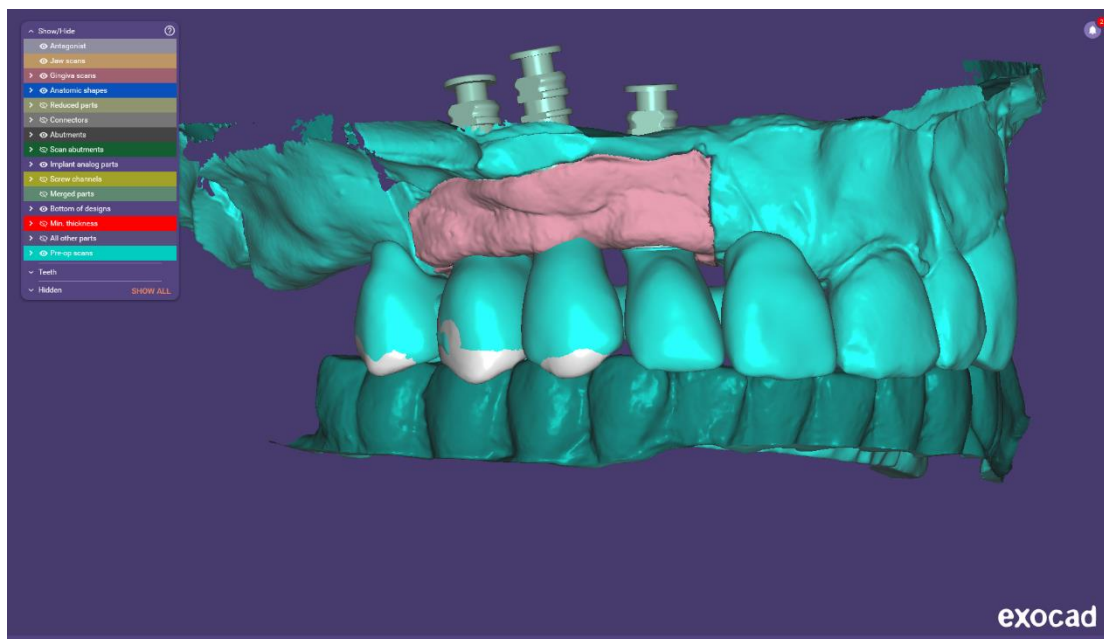
Εικ. 48 Το εκμαγείο αναρτημένο στον ψηφιακό αρθρωτήρα προκειμένου να ελεγχθούν ενδεχόμενες παρεμβολές κατά τις έκκεντρες κινήσεις της κάτω γνάθου. (Νικόπουλος 2024).



Εικ. 49 Επαφές που εντοπίστηκαν με τη χρήση του ψηφιακού αρθρωτήρα (Νικόπουλος 2024)

Είναι σαφές ότι από τη στιγμή που το υλικό επιλογής μιας επιεμφυτευματικής αποκατάστασης θα είναι η μονολιθική ζirkονία ενδεχόμενες διορθώσεις στο στάδιο του μπισκότου καθίστανται ιδιαίτερα δύσκολες σε σχέση με τις εργασίες όπου υπάρχει αισθητικό υλικό επικάλυψης. Για τον λόγο αυτό είναι φρόνιμο να εκτυπωθεί με χαμηλού κόστους ρητινώδες υλικό η σχεδιασμένη επιεμφυτευματική αποκατάσταση να κολληθεί με απλή κόλλα στις βάσεις τιτανίου και να γίνει έλεγχος αναφορικά με την αισθητική και την σύγκλειση.

Η εκτυπωμένη αυτή εργασία πέρα από τους προαναφερθέντες διαγνωστικούς σκοπούς χρησιμοποιείται και σαν νάρθηκας επιβεβαίωσης καθώς ελέγχεται και η εφαρμογή της στα εμφυτεύματα. Πάνω στην προσωρινή αυτή εργασία μπορεί να ρυθμιστεί η σύγκλειση και να γίνουν και διορθώσεις αναφορικά με το σχήμα των δοντιών και την αισθητική. Στη συνέχεια η εργασία μπορεί να σαρωθεί με τον ενδοστοματικό σαρωτή και να αποσταλεί το αρχείο στο εργαστήριο. Ο χρήστης του λογισμικού σχεδίασης μπορεί να ενσωματώσει την καταγραφή αυτή και να την προσθέσει στην σχεδίασή του. Το λογισμικό του δίνει τη δυνατότητα επιλέγοντας την καρτέλα expert και στην συνέχεια από τα εργαλεία αυτής την υποκαρτέλα “add/remove mesh” να εισάγει και να βλέπει την διορθωμένη σχεδίαση της αποκατάστασης παράλληλα με την αρχική. Η δυνατότητα αυτή είναι ιδιαίτερα σημαντική καθώς ο χρήστης σχεδιάζει πλέον την τελική αποκατάσταση έχοντας πληροφορίες από το στόμα του ασθενούς (Εικ. 50).



Εικ. 50 Διόρθωση του σχεδιασμού της αποκατάστασης με βάση το ρητινώδες πρόπλασμα που δοκιμάστηκε και σαρώθηκε στο στόμα του ασθενούς (Νικόπουλος 2024)

Η σκληρότητα της ζirkονίας την καθιστά υλικό δύσκολο για τροχισμό τόσο ενδοστοματικά όσο και εξωστοματικά σε συνθήκες εργαστηρίου. Παράλληλα ανακύπτουν ζητήματα αναφορικά με τη δημιουργία φθορών στην επιφάνεια της ζirkονίας κατά τον τροχισμό της οι οποίες εισχωρούν στην μάζα της προκαλώντας κατάγματα. Κατά συνέπεια κρίνεται ιδιαίτερα σημαντικός ο εξαντλητικά λεπτομερής σχεδιασμός μιας επιεμφυτευματικής μονολιθικής προσθετικής αποκατάστασης. Όσο λιγότερη μηχανική επεξεργασία ασκηθεί στην ζirkονία τόσο περισσότερες είναι οι πιθανότητες αυτή να δήσει αντοχή σε βάθος χρόνου και κατ' επέκταση να δείξει και μακροβιότητα η αποκατάσταση.

### **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3. Μέθοδοι κατασκευής σκελετού κοχλιούμενων και συγκολλοκοχλιούμενων επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων με τη χρήση της τεχνολογίας CAD-CAM.**

Την ολοκλήρωση του ψηφιακού σχεδιασμού του σκελετού μιας επιεμφυτευματικής αποκατάστασης ακολουθεί η εκκίνηση των διαδικασιών κατασκευής του ψηφιακά σχεδιασμένου προπλάσματος. Με βάση το υλικό εκλογής για την κατασκευή του ψηφιακά σχεδιασμένου σκελετού της αποκατάστασης χρησιμοποιείται και η αντίστοιχη μέθοδος κατασκευής (προσθετική-αφαιρετική-συμβατική τεχνική). Παρακάτω παρατίθενται τα βασικά υλικά εκλογής που αφορούν την κατασκευή επιεμφυτευματικών σκελετών.



Εικ. 51 Μεταλλικός σκελετός ψηφιακής σχεδίασης κατασκευασμένος με την προσθετική μέθοδο κατασκευής του SLM (Νικόπουλος 2024)

#### ❖ Επιλογή υλικού κατασκευής επιεμφυτευματικού σκελετού

- Επιεμφυτευματικοί σκελετοί από τιτάνιο: Χρησιμοποιούνται τακτικά στην κλινική οδοντιατρική λόγω της υψηλής αντοχής τους στη διάβρωση, της μεγάλης βιοσυμβατότητας που παρουσιάζουν, του χαμηλού ειδικού βάρους, της οικονομικής αποδοτικότητας και των μηχανικών τους ιδιοτήτων.
- Επιεμφυτευματικοί σκελετοί ζirkονίας κατασκευασμένοι με την αφαιρετική μέθοδο κατασκευής: Το αυξανόμενο ενδιαφέρον των ασθενών για την αισθητική και οι ανησυχίες σχετικά με τις τοξικές και αλλεργικές αντιδράσεις σε ορισμένα κράματα, καθώς και οι ανησυχίες των οδοντιάτρων σχετικά με την αντοχή και τη συμβατότητα του υλικού, οδήγησαν στην ανάπτυξη των επιεμφυτευματικών σκελετών από ζirkονία. Η ζirkονία χρησιμοποιείται στην οδοντιατρική ως οδοντιατρικό κεραμικό για όλες τις πτυχές της επανορθωτικής οδοντιατρικής, όπως στεφάνες, γέφυρες, ακόμη και ενδοοστικά εμφυτεύματα. Η ζirkονία που χρησιμοποιείται στην οδοντιατρική είναι ο πολυκρυσταλλος

υττριακής-τετραγωνικής ζirkονίας (Y-TZP). Η Y-TZP είναι ένα μονοφασικό κεραμικό υλικό που σχηματίζεται με απευθείας πυροσυσσώματωση κρυστάλλων μεταξύ τους για να σχηματίσουν μια πυκνή, πολυκρυσταλλική δομή χωρίς κανένα είδος ενδιάμεσης μήτρας. Η προσθήκη 3-6% βάρους Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> στη ζirkονία σταθεροποιεί και διατηρεί τις φυσικές ιδιότητες του υλικού και αποτρέπει τον πολυμορφικό μετασχηματισμό κατά τη θέρμανση και την ψύξη.

- Επιεμφυτευματικοί σκελετοί χρωμίου-κοβαλτίου (CoCr) παραγόμενοι με την αφαιρετική ή την προσθετική μέθοδο κατασκευής: Τα πλεονεκτήματα του Co-Cr για οδοντιατρική χρήση είναι οι μηχανικές του ιδιότητες, όπως το υψηλό μέτρο ελαστικότητας, η αντοχή του στη διάβρωση και η αντοχή του χημικού δεσμού του με την πορσελάνη. Το Co-Cr μπορεί να επεξεργαστεί με μεθόδους προσθετικής κατασκευής, όπως η άμεση πυροσυσσώματωση με λέιζερ μετάλλων (DMLS), η επιλεκτική πυροσυσσώματωση με λέιζερ (SLS) και η επιλεκτική τήξη με λέιζερ (SLM), (Niinomi, 2008, Kassapidou et al. 2017, Nouh 2019).

### **3.1 Αφαιρετική μέθοδος κατασκευής**

Οι μέθοδοι κατασκευής επιεμφυτευματικών προσθετικών αποκαταστάσεων με τη χρήση της CAD/CAM τεχνολογίας περιλαμβάνουν την αφαιρετική και την προσθετική μέθοδο κατασκευής. Η αφαιρετική μέθοδος κατασκευής περιλαμβάνει την υπολογιστικά ελεγχόμενη αφαίρεση υλικού με τη βοήθεια ειδικών κοπτικών εργαλείων. Ο δίσκος υλικού (μπλοκ υλικού) τοποθετείται στην μηχανή κοπής και στη συνέχεια αφαιρείται υλικό έως ότου να επιτευχθεί το επιθυμητό σχήμα της ψηφιακά σχεδιασμένης αποκατάστασης. (Vojdani et al. 2016). Στην περίπτωση που το υλικό εκλογής είναι ένα μεταλλικό κράμα το πρόπλασμα του σχεδιασμένου ψηφιακά επιεμφυτευματικού σκελετού μπορεί να κοπεί σε ειδικό κερί υψηλής σκληρότητας με τη βοήθεια της μηχανής κοπής. Στη συνέχεια με τη χύτευση του κέρινου προπλάσματος μπορεί να κατασκευαστεί ο μεταλλικός επιεμφυτευματικός σκελετός. Με τον τρόπο αυτό η CAD-CAM τεχνολογία συμπεριλαμβάνει και ταυτόχρονα βελτιώνει την προϋπάρχουσα συμβατική μέθοδο κατασκευής της χύτευσης. Η βελτίωση αφορά τόσο το ίδιο το πρόπλασμα όσο και την διαδικασία σχεδιασμού. Με το πρόπλασμα να σχεδιάζεται ψηφιακά μία σειρά από προβλήματα και αδυναμίες της συμβατικής τεχνικής εξαλείφονται. Το πρόπλασμα που θα κοπεί από τη μηχανή κοπής θα έχει ελάχιστο πάχος που θα έχει προβλεφθεί από τις ρυθμίσεις της αρχικής καρτέλας. Οι ανεπιθύμητες τάσεις στην μάζα του σε σχέση με την παραδοσιακή τεχνική της κατασκευής του κέρινου προπλάσματος είναι σημαντικά μικρότερες καθώς εξαλείφονται τυχόν λάθη του χειριστή διότι εκλείπει ο ανθρώπινος

παράγοντας. Ακόμη εξασφαλίζεται μέσω του ψηφιακού σχεδιασμού συγκεκριμένη αριθμητικά απόσταση από τον ανταγωνιστή φραγμό. Επιπροσθέτως ιδιαίτερα σημαντικό είναι το γεγονός ότι στο μηχανικά κατασκευασμένο πρόπλασμα έχει εξασφαλιστεί ομοιόμορφα χώρος για το αισθητικό υλικό επικάλυψης μέσω του ψηφιακού σταδίου σχεδιασμού της συρρίκνωσης.

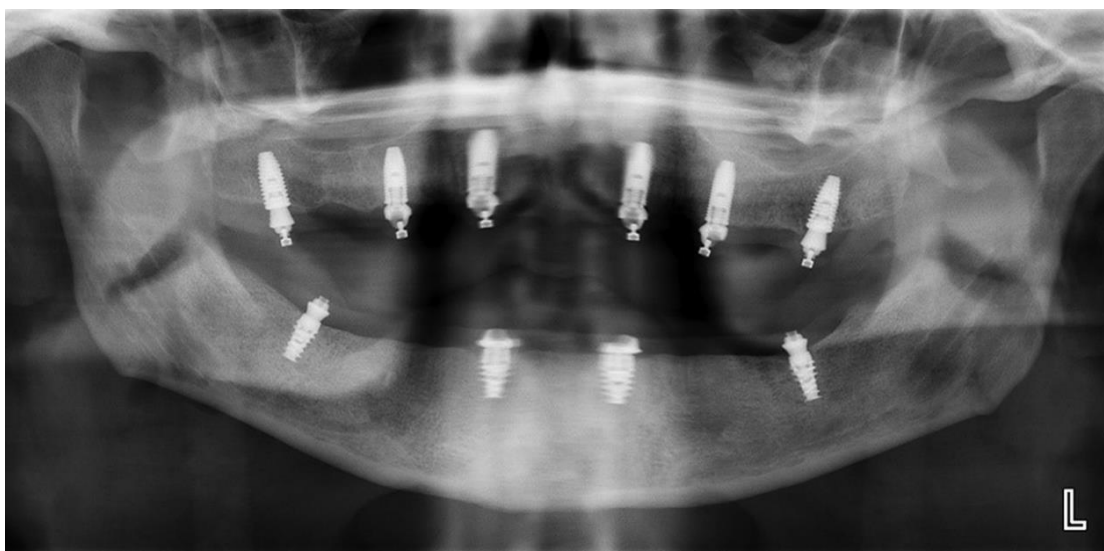
Το πρόπλασμα του σχεδιασμένου ψηφιακά επιεμφυτευματικού σκελετού μπορεί να κατασκευαστεί με απευθείας σκληρή κοπή σκληρού μπλοκ κράματος Co-Cr (σκληρό μπλοκ υλικού από προσυντηγμένο κράμα Co-Cr) ή με μαλακή κοπή (μαλακό μη προσυντηγμένο μπλοκ υλικού αποτελούμενο από κράμα Co-Cr) ακολουθώντας αποκλειστικά την ψηφιακή ροή εργασίας. Στο μαλακό φρεζάρισμα/κοπή το υλικό φρεζάρεται σε "πράσινη κατάσταση" και στη συνέχεια πυροσυσσωματώνεται σε πλήρη πυκνότητα σε κλίβανο πυροσυσσωμάτωσης με υψηλή θερμοκρασία (1300C°) υπό ατμόσφαιρα προστατευτικού αερίου αργού. Αυτό επιτρέπει την άλεση σε λιγότερο χρόνο και μικρότερο κόστος (σημαντικά μικρότερη φθορά κοπτικών εργαλείων) (Al Rasheed 2022).

### **3.1.1 Σχεδιασμός και κατασκευή κοχλιούμενης επιεμφυτευματικής γέφυρας μεταλλοκεραμικής γέφυρας. Συμβατική και ψηφιακή ροή εργασίας.**

Το περιστατικό παρουσιάζει ιδιαίτερο ενδιαφέρον καθώς καταδεικνύει την σημασία της γνώσης του συμβατικού τρόπου εργασίας ενώ παράλληλα δείχνει ότι η CAD/CAM τεχνολογία δεν έχει έρθει για να αντικαταστήσει τον οδοντικό τεχνολόγο αλλά για να του προσφέρει καινούρια εργαλεία. Η CAD/CAM τεχνολογία δεν έρχεται να αντικαταστήσει την συμβατική μέθοδο εργασίας και τον τρόπο σκέψης από τον οποίο αυτή διέπεται αλλά έρχεται να προσθέσει σε αυτήν αυτοματισμό, προβλεψιμότητα και επαναληψιμότητα προσφέροντας στον σύγχρονο οδοντικό τεχνολόγο τη δυνατότητα να δημιουργεί αποκαταστάσεις υψηλών αισθητικών και μηχανικών προδιαγραφών (Srivastava and Bidra 2020).

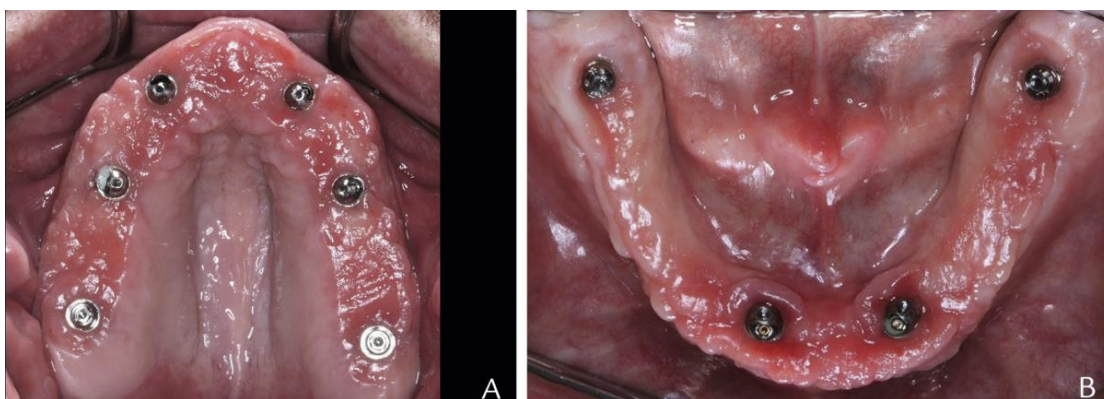
Ο ασθενής φέρει έξι εμφυτεύματα στην άνω γνάθο και τέσσερα στην κάτω (Εικ. 52).





Εικ. 52 Πανοραμική ακτινοφραφία ασθενούς ο οποίος φέρει έξι εμφυτεύματα στη περιοχή της άνω γνάθου και τέσσερα σε αυτήν της κάτω γνάθου. (Srivastava and Bidra 2020)

Η ολική νωδότητα του ασθενούς αντιμετωπίστηκε αρχικά με τη χρήση μεταβατικών επιεμφυτευματικών ακρυλικών γεφυρών.



Εικ. 53 Μασητική άποψη στην οποία φαίνεται η ευνοϊκή για τον σχεδιασμό της αποκατάστασης διασπορά των εμφυτευμάτων με τους προσθετικούς δακτυλίους (τύπου multiunit abutment) τοποθετημένους στο στόμα (Srivastava and Bidra 2020)

Η πρώτη απόφαση της διεπιστημονικής ομάδας ήταν η δημιουργία διαγνωστικής σύνταξης προκειμένου να αξιολογηθεί ο διαθέσιμος μεσοφραγματικός χώρος προκειμένου να αποφασιστούν το υλικό εκλογής και η κατάλληλη μέθοδος κατασκευής της τελικής αποκατάστασης. Ακολούθησε η συμβατική αποτύπωση της άνω και κάτω γνάθου με το υλικό εκλογής να είναι ο πολυαιθέρας (Impregum- 3M ESPE). Χρησιμοποιήθηκε ατομικό δισκάριο ανοιχτού τύπου και τα ανάλογα αποτύπωσης ναρθηκοποιήθηκαν ενδοστοματικά προκειμένου να ενισχυθεί η ακρίβεια της αποτύπωσης. Στη συνέχεια κατασκευάστηκαν

νάρθηκες επιβεβαίωσης από ρητίνη ενθέτων (Inlay clear pattern resin;, DuraLay) προκειμένου να ελεγχθεί η ακρίβεια της αποτύπωσης και των εκμαγείων εργασίας. Οι νάρθηκες επιβεβαίωσης τοποθετήθηκαν στο στόμα και αξιολογήθηκαν κλινικά και ακτινογραφικά αναφορικά με την εφαρμογή τους. Στη συνέχεια και αφού έγιναν οι απαραίτητες καταγραφές της σύγκλεισης τα εκμαγεία τοποθετήθηκαν σε άρθρωση και ολοκληρώθηκε η διαγνωστική σύνταξη των δοντιών (Εικ. 54)



Εικ. 54 Διαγνωστική σύνταξη πάνω σε συμβατικά εκμαγεία εργασίας προκειμένου να αξιολογηθούν η αισθητική και η σύγκλειση (Srivastava and Bidra 2020)

Η διαγνωστική σύνταξη της άνω και κάτω γνάθου μεταφέρθηκε στο στόμα προκειμένου να αξιολογηθεί η αισθητική και η σύγκλειση από τον κλινικό. Η διαγνωστική σύνταξη έδωσε ακόμη την ευκαιρία στον ασθενή να αποκτήσει μια εικόνα αναφορικά με την τοποθέτηση των δοντιών της τελικής αποκατάστασης. Σε αυτό το στάδιο, πραγματοποιήθηκε ανάλυση του διαθέσιμου μεσοφραγματικού χώρου με τη χρήση υλικού πολυβινυλοσιλοζάνης (Trixa Laboratory Matrix) Putty, Dentsply Sirona) στο οδοντοτεχνικό εργαστήριο. Η ανάλυση του διαθέσιμου μεσοφραγματικού χώρου έδειξε ότι ο προσθετικός χώρος ήταν μικρότερος από 12mm στις οπίσθιες περιοχές και των δύο τόξων. Με βάση τα ανωτέρω δεδομένα επιλέχθηκε ως υλικό εκλογής η μεταλλοκεραμική γέφυρα και ως μέθοδος κατασκευής η κοπή.

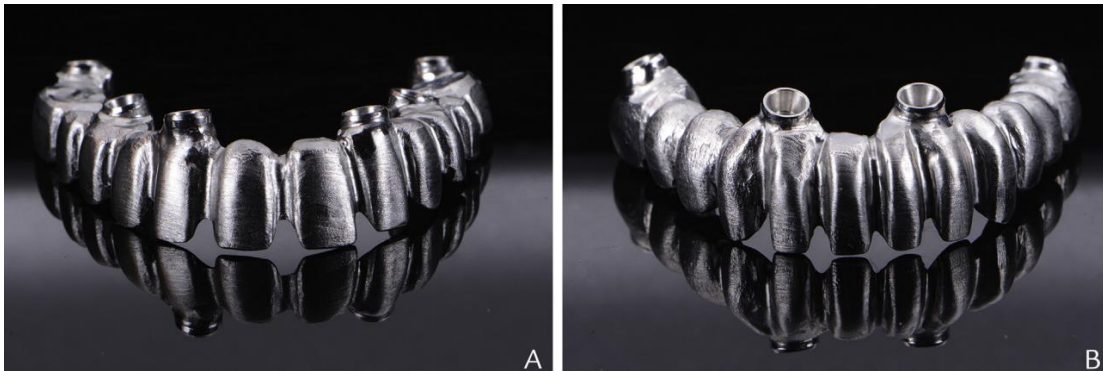
Οι επιεμφυτευματικοί σκελετοί κατασκευάστηκαν από κράμα Co-Cr με την τεχνική της αντιγραφής συμβατικού προπλάσματος ρητίνης με την χρήση επιτραπέζιου σαρωτή και ειδικής CNC μηχανής κοπής αντί για την δημιουργία ψηφιακού αρχείου σχεδίασης stl (CAD file) βασισμένο στη διαγνωστική σύνταξη. Η συμβατική κατασκευή του προπλάσματος προτιμήθηκε έναντι της ψηφιακής εξαιτίας της πολυπλοκότητας της εργασίας. Θεωρήθηκε από τον οδοντικό τεχνολόγο ότι ο συμβατικός σχεδιασμός θα του προσέφερε περισσότερο έλεγχο κατά την σχεδίαση. Η σχεδίαση συμβατικά θεωρήθηκε πιο απλή διαδικασία, παρότι περισσότερο χρονοβόρα, όσο αφορά την δημιουργία χώρου για τα υλικά επικάλυψης, την ορθή κατανομή των δοντιών στο επιεμφυτευματικό τόξο, την δημιουργία του ουλικού περιγράμματος των δοντιών, αλλά και τη δημιουργία συγκλεισιακής σχέσης μεταξύ των δύο σκελετών. Επίσης εκτιμήθηκε ότι η συμβατική σχεδίαση θα παρήγαγε υψηλότερου αισθητικού επιπέδου αποτέλεσμα. Ως εκ τούτου, χρησιμοποιήθηκε υλικό ρητίνης ενθέτων (Inlay clear pattern resin; DuraLay) και κύλινδροι τιτανίου χωρίς αντιπεριστροφική ιδιότητα (για γέφυρα) για τη συμβατική χειρωνακτική κατασκευή των επιεμφυτευματικών προς σάρωση σκελετών που θα χρησιμοποιούνταν ως πρότυπα για την κοπή των τελικών σκελετών της πρόσθεσης (Εικ. 55)



Εικ. 55 Συμβατικά κατασκευασμένα ρητινώδη προπλάσματα για την κατασκευή των κοχλιούμενων επιεμφυτευματικών μεταλλικών σκελετών (Srivastava and Bidra 2020)

Στη συνέχεια το προς σάρωση πρόπλασμα για την κατασκευή του επιεμφυτευματικού σκελετού επιβεβαιώθηκε όσο αφορά την παθητική του έδραση. Ακολούθησε ο απαραίτητος έλεγχος αναφορικά με την ύπαρξη κατάλληλου χώρου για την τοποθέτηση του αισθητικού κεραμικού υλικού επικάλυψης (πορσελάνη). Ο έλεγχος πραγματοποιήθηκε με την χρήση κλειδιού πολυβινυλοσιλοξάνης που κατασκευάστηκε με βάση τη διαγνωστική σύνταξη. Όταν ολοκληρώθηκε ο έλεγχος τα προπλάσματα των σκελετών σαρώθηκαν με τη χρήση επιτραπέζιου σαρωτή για να παραχθούν δύο ενιαίοι

επιεμφυτευματικοί σκελετοί πλήρους τόξου με την μέθοδο κατασκευής της κοπής από ένα συμπαγές μπλοκ Co-Cr (κοβάλτιο-χρώμιο Panthera Dental). Το κράμα εκλογής περιείχε 59% κοβάλτιο, 25% χρώμιο, 9,5% βολφράμιο, 3,5% μολυβδαίνιο, ίχνη άλλων στοιχείων και 0% νικέλιο. Οι μεταλλικοί επιεμφυτευματικού σκελετοί Co-Cr χρειάστηκαν ελάχιστη μετεπεξεργασία μετά την κοπή. Αυτή αφορούσε μικρές προσαρμογές και την στίλβωση των σκελετών. Στη συνέχεια οι σκελετοί παραδόθηκαν στον ιατρείο προκειμένου να αξιολογηθεί η εφαρμογή στο στόμα (Εικ. 56).



Εικ. 56 Οι κατασκευασμένοι με την τεχνική της κοπής κοχλιούμενοι επιεμφυτευματικοί μεταλλικοί σκελετοί Cr-Co (Srivastava and Bidra 2020)

Οι επιεμφυτευματικοί σκελετοί Co-Cr αξιολογήθηκαν ενδοστοματικά αναφορικά με την αισθητική, την εφαρμογή και την παθητική τους έδραση τόσο κλινικά όσο και ακτινογραφικά. (Εικ. 57)



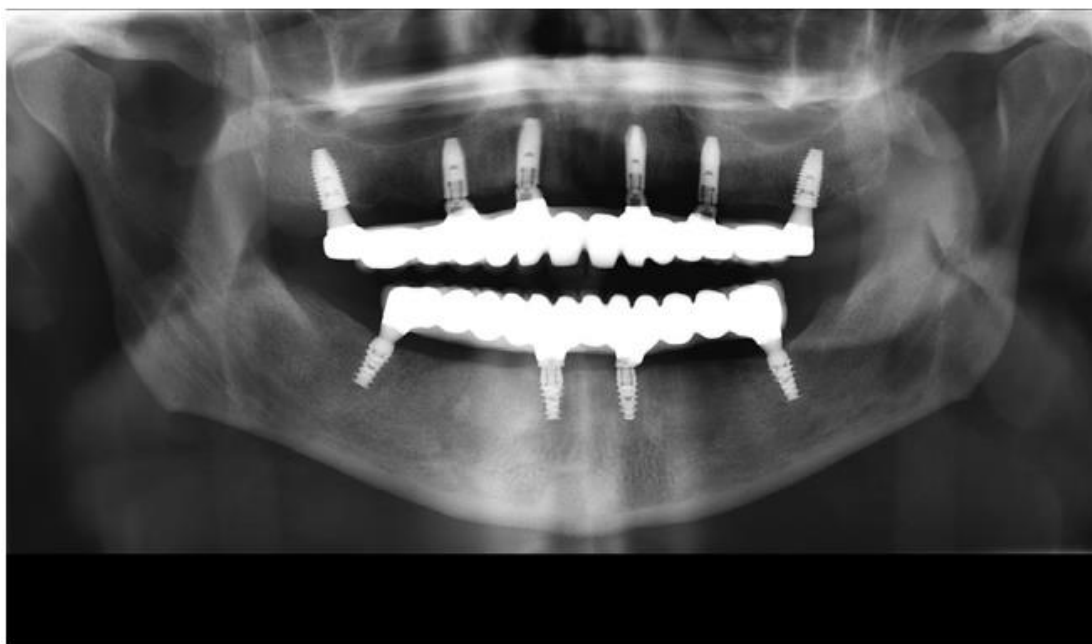
Εικ. 57 Οι επιεμφυτευματικοί μεταλλικοί σκελετοί τοποθετημένοι στο στόμα κατά τη διάρκεια του ελέγχου της εφαρμογής και της σύγκλεισης (Srivastava and Bidra 2020).

Σε αυτό το στάδιο, επιτεύχθηκε μια δεύτερη επιβεβαίωση της σύγκλεισης του ασθενούς αυτή τη φορά σε επίπεδο σκελετού. Αυτό επιτεύχθη με τη χρήση μικρής έκτασης κλειδιών από ρητίνη ενθέτων (Inlay clear pattern resin; DuraLay) που κατασκευάστηκαν στον αρθρωτήρα. Ακολούθησε η δόμηση του αισθητικού υλικού επικάλυψης. Η δόμηση του κεραμικού υλικού έγινε με τη βοήθεια του προαναφερθέντος κλειδιού πολυβινυλοσιλοξάνης από την διαγνωστική σύνταξη προκειμένου να υπάρχει έλεγχος αναφορικά με την τοποθέτηση του υλικού επικάλυψης στο επίπεδο της αισθητικής και της σύγκλεισης. Στη συνέχεια, προστέθηκε ροζ πορσελάνη για την αναπαράσταση των μαλακών ιστών πέρα από τα αυχενικά όρια των δοντιών για να διατηρηθούν οι αισθητικές αναλογίες δοντιών και ούλων. Μετά την ολοκλήρωση των οπτήσεων του αισθητικού υλικού επικάλυψης οι εργασίες επέστρεψαν στο ιατρείο για να γίνει μια δεύτερη αξιολόγηση στο στάδιο του μπισκότου. Μικρές προσαρμογές που αφορούσαν την αισθητική και τη σύγκλειση πραγματοποιήθηκαν από τον κλινικό, και αφού ελήφθη η έγκριση του ασθενούς, οι προσθέσεις επιστράφηκαν στο οδοντοτεχνικό εργαστήριο προκειμένου να γίνουν οι τελικές διορθώσεις και η εφύαλωση του υλικού επικάλυψης. Στη συνέχεια οι αποκαταστάσεις τοποθετήθηκαν στο στόμα και κοχλιώθηκαν με δύναμη κοχλίωσης 15 Ncm σύμφωνα με τις οδηγίες του κατασκευαστή ενώ όλες οι οπές κοχλίωσης σφραγίστηκαν με ταινία πολυτετραφθοροαιθυλενίου και σύνθετη ρητίνη φωτοπολυμερισμού (Grandio- VOCO Dental) (Εικ. 58 Α,Β,С).



Εικ 58 A,B, C, Η επιεμφυτευματικές κοχλιούμενες αποκαταστάσεις στην τελική μορφή τους τοποθετημένες στο στόμα. A, η περιοχή 10, B Πρόσθια περιοχή, C η περιοχή 20 (Srivastava and Bidra 2020)

Το πέρας της τοποθέτησης και της κοχλίωσης των εργασιών ακολούθησε η πανοραμική ακτινογραφία η οποία επιβεβαίωσε τη βέλτιστη εφαρμογή του σκελετού, την καλή υποστήριξη της πορσελάνης και τα σταθερά επίπεδα πρόσφυσης οστού γύρω από όλα τα οδοντικά εμφυτεύματα (Εικ. 59).



Εικ. 59 Πανοραμική ακτινογραφία για την πραγματοποίηση διαγνωστικού ελέγχου εφαρμογής των επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων (Srivastava and Bidra 2020)

Τελική ενέργεια της διεπιστημονικής ομάδας (οδοντιάτρου-οδοντικού-τεχνολόγου) αποτέλεσε η κατασκευή ενός νάρθηκα βρυγμού προκειμένου να ελαχιστοποιηθεί ο ενδεχόμενος κίνδυνος θραύσης του αισθητικού κεραμικού υλικού επικάλυψης (πορσελάνη). Σκοπός της παρουσίασης του ανωτέρω περιστατικού ήταν η ανάδειξη της δυνατότητας που έχει ο σύγχρονος οδοντικός τεχνολόγος να συνδυάζει την συμβατική με την ψηφιακή ροή εργασίας. Κάθε μέθοδος κατασκευής έχει τα δικά της πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα. Επίσης κάθε περιστατικό έχει διαφορετικές ανάγκες και απαιτήσεις. Με κύριο εφόδιο την γνώση και παράλληλα την τριβή με τις διαθέσιμες μεθόδους κατασκευής ο οδοντικός τεχνολόγος μπορεί να χρησιμοποιεί ανά περίπτωση και να συνδυάζει όποτε κρίνεται απαραίτητο τα κατάλληλα εργαλεία και τις μεθόδους προκειμένου να κατασκευάσει προβλέψιμες, υψηλών προδιαγραφών προσθετικές αποκαταστάσεις.

### **3.1.2 Σχεδιασμός και κατασκευή κοχλιούμενης επιεμφυτευματικής γέφυρας ζιρκονίας. Ψηφιακή ροή εργασίας.**

Το περιστατικό αυτό παρουσιάζει ιδιαίτερο ενδιαφέρον καθώς αναδεικνύει μία από τις πλέον αξιοσημείωτες δυνατότητες της ψηφιακής ροής εργασίας που είναι η υπέρθεση αρχείων STL. Η δυνατότητα αυτή ενισχύει σημαντικά τον σχεδιασμό των επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων με την αξιοποίηση των μεταβατικών προσθέσεων προσφέροντας προβλεψιμότητα, επαναληψιμότητα και δυνατότητα αξιολόγησης στη

στοματική κοιλότητα και όλα τα παραπάνω με ιδιαίτερα γρήγορο και φιλικό τρόπο για τον χρήστη του λογισμικού (αποτύπωσης-σχεδίασης-κατασκευής). Τα παραπάνω αποκτούν ακόμη μεγαλύτερη αξία όταν βρίσκουν χρήση σε ασθενείς που παρουσιάζουν ολική νωδότητα και η θεραπεία τους πραγματοποιείται με επιεμφυτευματικές αποκαταστάσεις.

Η ψηφιακή ροή εργασίας στην οδοντική τεχνολογία κερδίζει διαρκώς μεγαλύτερη δημοτικότητα όσο αφορά τον σχεδιασμό και την κατασκευή επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων πλήρους τόξου. Οι κλινικές εφαρμογές της ψηφιακής τεχνολογίας στις ακίνητες επιεμφυτευματικές προσθετικές αποκαταστάσεις περιλαμβάνουν την τρισδιάστατη διαγνωστική απεικόνιση και τον ψηφιακό σχεδιασμό της θεραπείας, την καθοδηγούμενη ψηφιακά χειρουργική τοποθέτηση εμφυτευμάτων με τη βοήθεια υπολογιστή, την ψηφιακή σάρωση, τον σχεδιασμό και την κατασκευή με τη βοήθεια υπολογιστή (CAD-CAM) των προσθετικών εξαρτημάτων και των υπερκατασκευών (Chochlidakis et al. 2016).

Παρότι ο ψηφιακός σχεδιασμός και η ψηφιακά καθοδηγούμενη χειρουργική έχουν καθιερωθεί στην καθημερινή κλινική πρακτική, η ενδοστοματική σάρωση των επιεμφυτευματικών εργασιών καθιερώθηκε πιο πρόσφατα. Ειδικότερα για ασθενείς που παρουσιάζουν ολική νωδότητα, η συμβατική τεχνική αποτύπωσης με ατομικά δισκάρια ανοιχτού τύπου και ενδοστοματικά ναρθηκοποιημένα ανάλογα αποτύπωσης για περισσότερη σταθερότητα αποτελεί ακόμη λύση εκλογής για αποτύπωση επιεμφυτευματικών εργασιών πλήρους τόξου. Ωστόσο, η ψηφιακή ενδοστοματική σάρωση επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων πλήρους τόξου αναδύεται σαν λύση εκλογής όλο και περισσότερο κερδίζοντας διαρκώς δημοτικότητα, κυρίως εξαιτίας της γενικευμένης επιθυμίας να επεκταθεί η ψηφιακή ροή εργασίας και να γίνει καθημερινή πρακτική στο σύγχρονο οδοντιατρείο και το οδοντοτεχνικό εργαστήριο αντίστοιχα. Μελέτες *in vitro* της ενδοστοματικής ψηφιακής σάρωσης έχουν αναφέρει ακρίβεια στην αποτύπωση συγκρίσιμη με εκείνη της συμβατικής τεχνικής αποτύπωσης. Ωστόσο, δεν υπάρχουν ακόμη επαρκή κλινικά δεδομένα (Papasyridakos et al. 2019), .

Η περαιτέρω κλινική έρευνα είναι απαραίτητη για την επικύρωση της χρήσης της ψηφιακής ενδοστοματικής σάρωσης σε περιστατικά πλήρους επιεμφυτευματικού οδοντικού τόξου. Παράλληλα απαιτείται εξίσου, αξιολόγηση της ποιότητας των ψηφιακών stl αρχείων αναφορικά με την ποιότητα της ψηφιακής πληροφορίας που παράγεται από την ενδοστοματική σάρωση των ψηφιακών αξόνων σάρωσης (scanbody) κατά την αποτύπωση αλλά και των μεταβατικών επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων όταν η τεχνική της υπέρθεσης αρχείων stl αποτελεί επιλογή εκλογής. Συνήθως, σε περιπτώσεις ύπαρξης μιας ιδανική μεταβατικής αποκατάστασης, τα αρχεία STL από τις δύο σαρώσεις (scanbody και



μεταβατική αποκατάσταση) πρέπει να αλληλεπικαλυφθούν και να εισαχθούν στο λογισμικό σχεδίασης CAD για περαιτέρω σχεδιασμό και κατασκευή ,συνήθως με την αφαιρετική τεχνική της κοπής, ενός προς αξιολόγηση προτύπου της τελικής επιεμφυτευματικής πρόσθεσης από προκατασκευασμένο πολυμεθυλικό μεθακρυλικό (PMMA) ή πολυαιθεροαιθεροκετόνη (PEEK), (Papaspzyridakos et al. 2019).

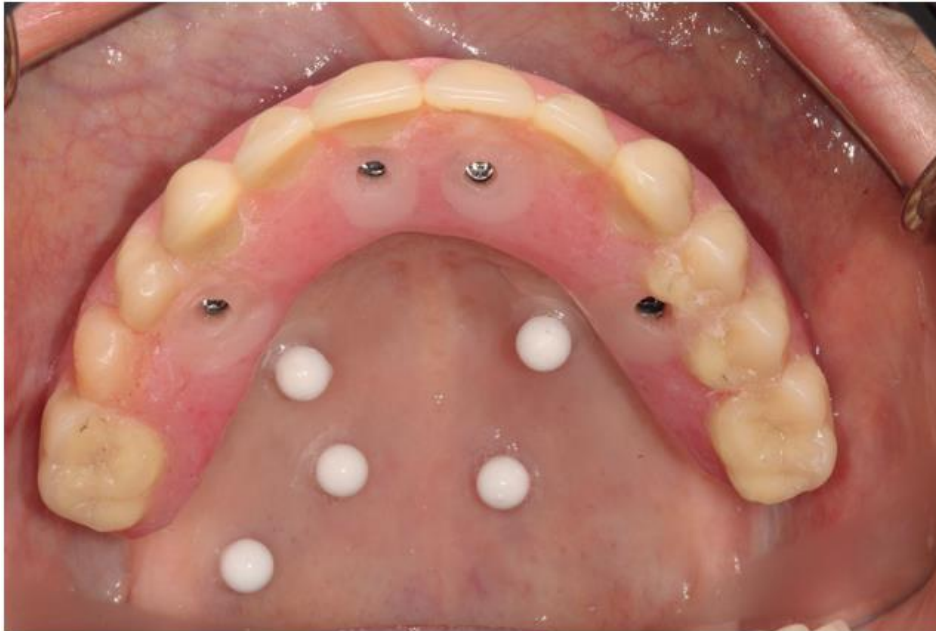
Η χρήση μονολιθικής ζirkονίας για την κατασκευή επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων πλήρους τόξου αυξάνεται συνεχώς. Η κατασκευή ενός πρότυπου προπλάσματος της τελικής επιεμφυτευματικής εργασίας (αντίγραφο της προσωρινής πρόσθεσης) αποτελεί αναπόσπαστο μέρος της ροής εργασίας όταν το υλικό εκλογής είναι η μονολιθική ζirkονία. Το πρότυπο της αποκατάστασης περιλαμβάνει όλες τις απαραίτητες πληροφορίες αναφορικά με τον ασθενή για την κατασκευή της οριστικής πρόσθεσης, όπως τις φόρμες των δοντιών, τους παρειακούς διαδρόμους, την αισθητική, τον διαθέσιμο μεσοφραγματικό χώρο, τη συγκλεισιακή διευθέτηση, τη μορφολογία των δοντιών, και την κεντρική σχέση των γναθών (Papaspzyridakos et al. 2017).

Έχουν περιγράψει αρκετές τεχνικές αναφορικά με την υπέρθεση και την εικονική ψηφιακή άρθρωση των αρχείων STL των ασθενών με μερική νωδότητα για την κατασκευή πρότυπων προσθέσεων χρησιμοποιώντας τα υπάρχοντα δόντια ως σταθερά σημεία αναφοράς κατά τη σάρωση. Για τις ολικά νωδές γνάθους, η απουσία ανατομικών σημείων αναφοράς όπως τα δόντια αποτελεί πρόκληση για την καταχώριση και την υπέρθεση των δεδομένων (Monaco 2016).

Παρακάτω περιγράφεται μια απλή και αποτελεσματική τεχνική για τη διευκόλυνση της ακριβούς υπέρθεσης STL αρχείων στο πλαίσιο της κατασκευής μιας κοχλιούμενης επιεμφυτευματικής αποκατάστασης πλήρους τόξου. Τα προαναφερθέντα αρχεία προέκυψαν από ψηφιακή ενδοστοματική σάρωση, η ροή εργασίας είναι πλήρως ψηφιακή χωρίς να υπάρχει ανάγκη εκτύπωσης φυσικού εκμαγείου ή λήψης συμβατικού αποτυπώματος. Επιπλέον, η τεχνική αυτή βοηθά στη μεταφορά όλων των σχετικών με τον ασθενή πληροφοριών από την υπάρχουσα προσωρινή αποκατάσταση βοηθώντας στην εικονική άρθρωση του πλήρως νωδού τόξου (στο λογισμικό σχεδίασης) και επιτρέποντας την ενσωμάτωση των λαμβανόμενων ψηφιακά πληροφοριών στα επόμενα βήματα της τελικής αποκατάστασης.

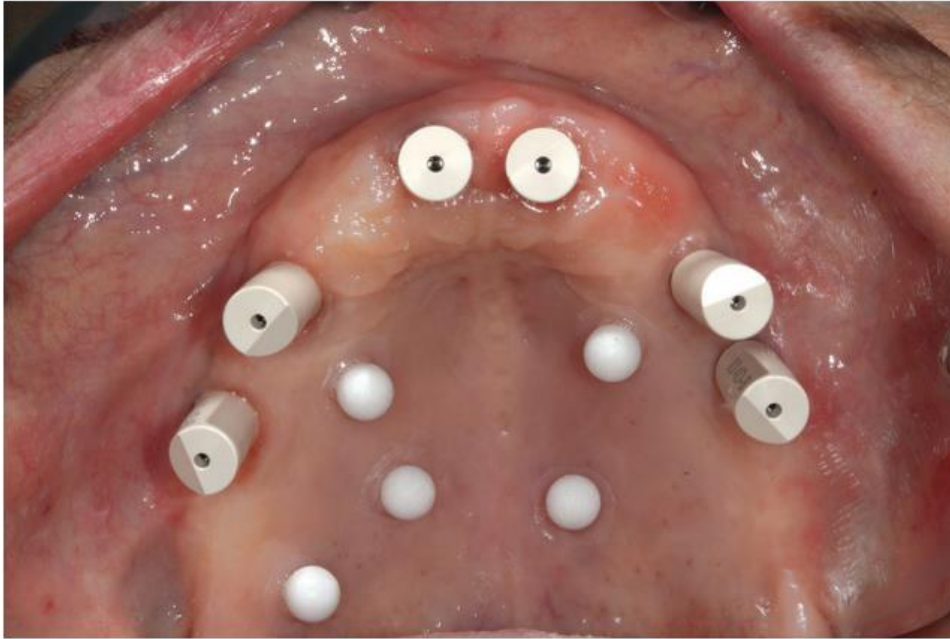
Η αξιολόγηση της υπάρχουσας προσωρινής πρόσθεσης αναφορικά με την αισθητική, τη φώνηση και τη λειτουργικότητα αποτελεί το πρώτο διαγνωστικού χαρακτήρα βήμα για την κατασκευή τη οριστική επιεμφυτευματικής αποκατάστασης. Ακολουθεί η τοποθέτηση

τουλάχιστον πέντε σημείων αναφοράς σφαιρικού σχήματος (δείκτες αναφοράς) (CT-SPOT 120, Beekley Medical) σε κερατινοποιημένες περιοχές του βλεννογόνου, όπως η σκληρή υπερώα και η φατνιακή ακρολοφία. Αυτοί οι ακτινοσκιεροί δείκτες είναι αυτοκόλλητοι (Εικ. 60) και προσκολλώνται ισχυρά στον κερατινοποιημένο βλεννογόνο για όσο χρονικό διάστημα ο βλεννογόνος παραμένει σε κατάσταση μειωμένης υγρασίας.



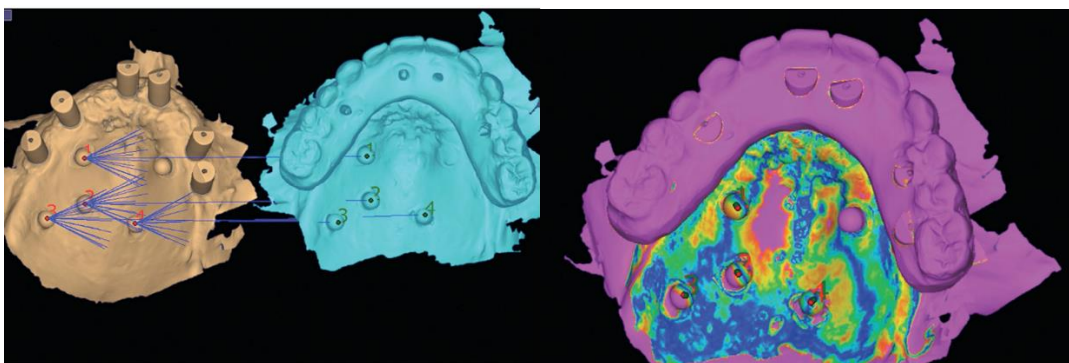
Εικ. 60 Απεικόνιση της κοχλιούμενης επιεμφυτευματικής μεταβατικής αποκατάστασης και των δεικτών αναφοράς σφαιρικού σχήματος (Papaspnyridakos et al. 2019)

Εναλλακτικά, μπορεί να χρησιμοποιηθεί ένα συγκολλητικό ιστών (PeriAcryl Periodontal Tissue Adhesive, GluStitch Inc) για τη στερέωση των δεικτών αναφοράς. Επόμενο βήμα είναι η ενδοστοματική σάρωση (IOS) (TRIOS; 3shape) του πλήρως νωδού οδοντικού τόξου, συμπεριλαμβανομένων της μεταβατικής πρόσθεσης και των μαλακών ιστών με προσαρτημένους τους ακτινοσκιερούς δείκτες αναφοράς. Η διαδικασία ολοκληρώνεται με την αποθήκευση του αρχείου STL. Ακολουθεί η αφαίρεση της κοχλιούμενης προσωρινής ακίνητης πρόσθεσης και η τοποθέτηση και η κοχλίωση των αξόνων σάρωσης (scanbody) επάνω στα διαβλεννογόνια τμήματα των εμφυτευμάτων (multi unit abutment) (ELOS Dental- MedTech) (Εικ. 61).



Εικ. 61 Οι ψηφιακοί άξονες σάρωσης και οι σφαιρικοί ακτινοσκοιροί δείκτες έτοιμοι για ενδοστοματική σάρωση (Papaspnyridakos et al. 2019)

Στη συνέχεια με τη βοήθεια του ενδοστοματικού σαρωτή αποτυπώνεται ψηφιακά το νωδό τόξο, συμπεριλαμβανομένων των επιεμφυτευματικών αξόνων σάρωσης (scanbody) και των μαλακών ιστών με τους ακτινοσκοιρούς δείκτες αναφοράς. Η διαδικασία ολοκληρώνεται με την αποθήκευση του αρχείου STL. Μόλις ολοκληρωθεί η ψηφιακή σάρωση, επανατοποθετείται η κοχλιούμενη προσωρινή ακίνητη πρόσθεση και σαρώνεται ο ανταγωνιστής φραγμός. Επιπλέον, σαρώνεται η παρειακή πλευρά της κοχλιούμενης προσωρινής αποκατάστασης σε κεντρική σύγκλιση με τον ανταγωνιστή φραγμό για να καταγράψει η κεντρική σχέση των γναθών. Η διαδικασία ολοκληρώνεται με την αποθήκευση των stl αρχείων. Στη συνέχεια πραγματοποιείται η εισαγωγή των αποθηκευμένων αρχείων STL στο λογισμικό σχεδίασης CAD (exocad DentalCAD, exocad GmbH) και πραγματοποιείται η αλληλοεπικάλυψή τους με τη βοήθεια των δεικτών αναφοράς (Εικ. 62) (Papaspnyridakos et al. 2019).



Εικ. 62 Τα αρχεία STL κατά την διαδικασία αλληλοεπικάλυσης στο λογισμικό σχεδίασης (Papaspriidakos et al. 2019).

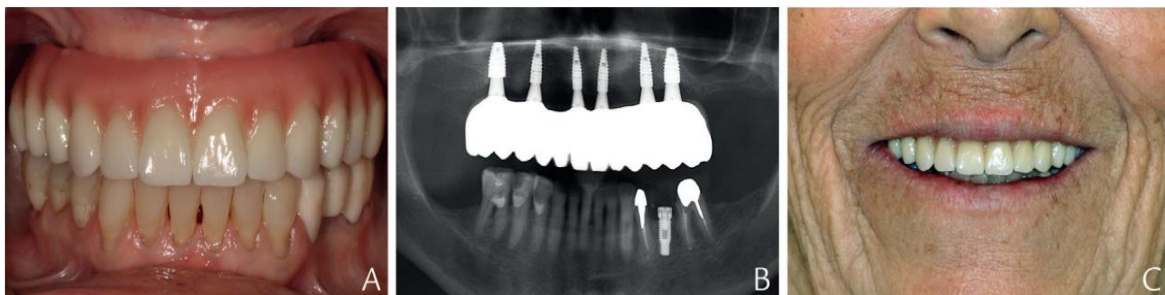
Αφού ολοκληρωθεί η υπέρθεση των αρχείων STL, με τη αφαιρετική μέθοδο κατασκευής της κοπής θα κατασκευαστεί το πρότυπο πρόπλασμα της τελικής επιεμφυτευματικής αποκατάστασης από προκατασκευασμένο μπλοκ υλικού PMMA (ZCAD Temp-Fix 98- Harvest Dental Products) που θα εισαχθεί στην μηχανή κοπής CAM (Tizian Cut eco plus- Schutz Dental Group). Η διαδικασία θα ολοκληρωθεί με την κόλληση στο εργαστήριο των βάσεων τιτανίου (ELOS Dental- MedTech) στο πρότυπο πρόπλασμα από PMMA που κατασκευάστηκε στη μηχανή κοπής. Επόμενο βήμα είναι η κλινική αξιολόγηση του πρότυπου προπλάσματος της τελικής πρόσθεσης ενδοστοματικά όπου ενδεχομένως να γίνουν οι αναγκαίες προσαρμογές αναφορικά με την αισθητική και τη σύγκλιση από την πλευρά του οδοντιάτρου όπου είναι απαραίτητο (Εικ. 63).



Εικ. 63 Τοποθέτηση και κλινική αξιολόγηση του πρότυπου προπλάσματος αναφορικά με την εφαρμογή, την αισθητική και τη σύγκλιση (Papaspriidakos et al. 2019)

Η εφαρμογή του προτύπου προπλάσματος της τελικής πρόσθεσης ελέγχεται τόσο κλινικά όσο και ακτινογραφικά. Το πέρας του ελέγχου της ορθής εφαρμογής ακολουθεί η σάρωσή του προκειμένου να κατασκευαστεί η τελική αποκατάσταση με υλικό εκλογής την μονολιθική ζirkονία. Η ροή εργασίας με αυτόν τον τρόπο είναι απολύτως ψηφιακή ενώ η τελική επιεμφυτευματική πρόσθεση κατασκευάζεται με την αφαιρετική μέθοδο της κοπής. Προστομακά θα αφαιρεθεί μικρή ποσότητα υλικού από τη μάζα της μονολιθικής ζirkονίας προκειμένου να δημιουργηθεί χώρος για να τοποθετηθεί αισθητικό υλικό επικάλυψης

(πορσελάνη) προκειμένου να βελτιωθεί η αισθητική εικόνα της εργασίας (εικ. 64A). Ακολουθεί η δοκιμή της οριστικής φρεζαρισμένης από μπλοκ ζirkονίας επιεμφυτευματικής αποκατάστασης η οποία ελέγχεται τόσο κλινικά για την εφαρμογή της όσο και ακτινογραφικά (Εικ. 64B) στη συνέχεια ελέγχεται και διευθετείται η εργασία αναφορικά με τη σύγκλειση με τη χρήση ειδικού χαρτιού (AccuFilm II; Parkell Inc) και φύλλο αλουμινίου shimstock (GMH- Hanel Medizinal). Η πρόσθεση θα κοχλιωθεί με δύναμη κοχλίωσης 15 Ncm και στις οπές των αξόνων κοχλίωσης θα τοποθετηθεί ταινία τεφλόν και σύνθετη ρητίνη. Στη συνέχεια θα παραδοθεί στον ασθενή (εικ. 64C) Τέλος ιδιαίτερα σημαντικός είναι ο κλινικός έλεγχος αναφορικά με την ύπαρξη των κατάλληλων μεσοδόντιων διαστημάτων που θα επιτρέπουν στον ασθενή καθαρίζει με τα μεσοδόντια βουρτσάκια την αποκατάσταση.



Εικ. 64A Η αποκατάσταση τοποθετημένη στο στόμα για αξιολόγηση αναφορικά με την αισθητική και τη σύγκλειση, 64B Ακτινογραφικός έλεγχος της εφαρμογής, 64C Η εργασία κοχλιωμένη στο στόμα του ασθενούς μετά την παράδοση (Paraspyridakos et al. 2019)

Στο παραπάνω περιστατικό παρουσιάστηκε μια απλή αλλά αποτελεσματική τεχνική για τη διευκόλυνση της ακριβούς υπέρθεσης των αρχείων STL, από την ψηφιακή σάρωση ενός πλήρους επιεμφυτευματικού τόξου, σε μια πλήρως ψηφιακή ροή εργασίας για την κατασκευή ενός PMMA πρότυπου προπλάσματος επιεμφυτευματικής αποκατάστασης, προκειμένου να κατασκευαστεί μια οριστική επιεμφυτευματική κοχλιούμενη μονολιθική γέφυρα ζirkονίας. Η υπέρθεση των αρχείων STL από τις ψηφιακές σαρώσεις επιτεύχθηκε με αυτοκόλλητους ακτινοσκιερούς δείκτες αναφοράς. Η επιφάνεια του αυτοκόλλητου ακτινοσκιερού δείκτη αναφοράς προσκολλάται ισχυρά στον κερατινοποιημένο βλενογόνο εφόσον ο αυτός διατηρεί την υγρασία του σε χαμηλά επίπεδα πριν από την προσκόλληση του αυτοκόλλητου. Η ακριβής αλληλοεπικάλυψη των αρχείων STL οδηγεί στην κατασκευή με την βοήθεια της CAD-CAM τεχνολογίας του πρότυπου προπλάσματος της πρόσθεσης. Το πρότυπο της πρόσθεσης αξιολογείται κλινικά, προσαρμόζεται εάν είναι απαραίτητο, και στη συνέχεια σαρώνεται εκ νέου για την κοπή της οριστικής πρόσθεσης. Εναλλακτικά, ένα συμβατικό αποτύπωμα του πρότυπου μπορεί να οδηγήσει στη δημιουργία ενός εκμαγείου εργασίας που θα χρησιμοποιηθεί για την κατασκευή της οριστικής πρόθεσης. Εάν κατά την

αξιολόγηση του πρότυπου της πρόσθεσης διαπιστωθεί κακή προσαρμογή, το πρότυπο μπορεί εύκολα να τεμαχιστεί και να επανασυνδεθεί ενδοστοματικά με πρόσθετο υλικό PMMA.

Τα πλεονεκτήματα της τεχνικής περιλαμβάνουν ότι είναι απλή και ανέξοδη (αν εξαιρέσουμε την αρχική αγορά του εξοπλισμού) και ότι επιτρέπει την κατασκευή του πρότυπου της αποκατάστασης με πλήρη ψηφιακή ροή εργασίας χωρίς την κατασκευή φυσικού εκμαγείου. Αυτή η τεχνική μπορεί να εξαλείψει την ανάγκη για ένα εικονικό προσωπικό τόξο επειδή το πρότυπο πρόπλασμα περιέχει όλες τις απαραίτητες πληροφορίες καθώς και τη κεντρική σχέση. Οι περιορισμοί της παρούσας τεχνικής αφορούν στην ακρίβεια της οριακής εφαρμογής του παραγόμενου προτύπου της πρόσθεσης, η οποία εξαρτάται άμεσα από την ακρίβεια της ψηφιακής σάρωσης του πλήρως νωδού επιεμφυτευματικού τόξου. Ωστόσο, η *in vitro* δοκιμή δείχνει ότι η πλήρως ψηφιακή ροή εργασίας που παρουσιάστηκε δύναται να επιλύσει μέρος των προβλημάτων που αφορούν στην τρισδιάστατη εκτύπωση φυσικών εκμαγείων με επακόλουθο την ενσωμάτωση πρόσθετων σφαλμάτων (από την παρουσία του φυσικού εκμαγείου) στην κατασκευή του πρότυπου της πρόσθεσης (Paraspyridakos et al. 2019).

Η τεχνική που παρουσιάστηκε διευκολύνει την ακριβή υπέρθεση αρχείων STL από ψηφιακές σαρώσεις πλήρους τόξου και βοηθά στη μεταφορά όλων των σχετικών με τον ασθενή πληροφοριών από την υπάρχουσα προσωρινή πρόσθεση. Αυτή η τεχνική απλοποιεί τις κλινικές διαδικασίες και επιτρέπει την ενσωμάτωση της πλήρους ψηφιακής ροής εργασίας χωρίς την ανάγκη κατασκευής και άρθρωσης φυσικών εκμαγείων μετά την ψηφιακή σάρωση.

### **3.2 Προσθετική μέθοδος κατασκευής**

Η τεχνολογία προσθετικής κατασκευής 3D ψηφιακά σχεδιασμένων επιεμφυτευματικών σκελετών που χρησιμοποιείται συνήθως στην οδοντιατρική ονομάζεται σύντηξη στρώματος σκόνης (PBF). Αυτή περιλαμβάνει τρεις διαφορετικές μεθόδους: την επιλεκτική πυροσυσσωμάτωση με λέιζερ (SLS), την επιλεκτική τήξη με λέιζερ (SLM) και την τήξη με δέσμη ηλεκτρονίων (EBM), οι οποίες διαφέρουν ως προς την πηγή ενέργειας και το μηχανισμό σύνδεσης (Konieczny et al. 2020). Οι μηχανές SLM που χρησιμοποιούνται κυρίως στην καθημερινή εργαστηριακή πρακτική για την κατασκευή επιεμφυτευματικών

μεταλλικών σκελετών χρησιμοποιούν λέιζερ ινών υψηλής ενέργειας για την επιλεκτική τήξη και σύντηξη λεπτών κόκκων σκόνης μεταλλικού κράματος CoCr σχηματίζοντας στρώμα προς στρώμα την τρισδιάστατη ψηφιακά σχεδιασμένη επιθυμητή δομή (σκελετός) ,

Οι πρώτες τρισδιάστατες δομές που σχηματίστηκαν με την τεχνολογία αυτή για οδοντιατρική χρήση παρουσίαζαν ζητήματα αναφορικά με την ποιότητα του τελικού προϊόντος. Ωστόσο, με την ταχύτερη πρόοδο της τεχνολογίας πυροσυσσωμάτωσης, οι σημερινές μηχανές αντικατέστησαν τις πρώιμες πορώδης και τραχιές δομές με καλύτερης ποιότητας, φυσικών και μηχανικών ιδιοτήτων δομές που υπερτερούν συγκριτικά με αυτές της παραδοσιακής μεθόδου της χύτευσης (Barazanchi et al. 2017). Η προσθετική μέθοδος κατασκευής (SLM) παρουσιάζει και αυτή ικανοποιητική εφαρμογή η οποία βελτιώνεται με την μηχανική μετεπεξεργασία και την αμμοβολή. Η προσθετική μέθοδος κατασκευής παρουσιάζει σημαντικά μικρότερο κόστος ανά μονάδα σε σχέση με την κοπή γεγονός που εξηγεί την ευρεία χρήση της.

- **Σχεδιασμός και κατασκευή κοχλιούμενης επιεμφυτευματικής μεταλλοκεραμικής γέφυρας διπλού σκελετού. Συμβατική και ψηφιακή ροή εργασίας.**

Στο παρακάτω περιστάτικό περιγράφεται η κατασκευή μιας ολικής κοχλιούμενης επιεμφυτευματικής αποκατάστασης στην άνω γνάθο σε ασθενή που φέρει έξι εμφυτεύματα εκ των οποίων τα τέσσερα είναι τοποθετημένα στην οπίσθια ζώνη ( $4,3 \times 11,5$  mm) και τα δύο στην πρόσθια ( $3,5 \times 11,5$  mm) όλα τα εμφυτεύματα ανήκουν στην εταιρία Nobel Biocare (NobelActive; Nobel Biocare), (Εικ. 65).



Εικ. 65 Πανοραμική ακτινογραφία ασθενούς που φέρει έξι εμφυτεύματα στην άνω γνάθο. (Shah and Lee 2020)

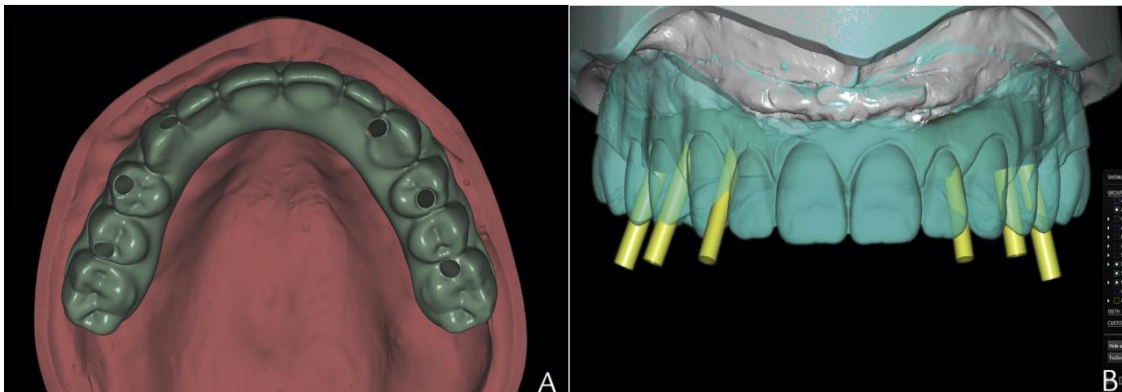
Ο ασθενής φέρει σαν μεταβατική αποκατάσταση μια ολική οδοντοστοιχία στην άνω γνάθο ενώ ο ανταγωνιστής φραγμός φέρει συμβατικές σταθερές αποκαταστάσεις (στεφάνη, γέφυρα) σε συνδιασμό με φυσικά δόντια. Αρχικά η άνω και κάτω γνάθος αποτυπώθηκαν συμβατικά με πολυβινυλοσιλοξάνη. Στην άνω γνάθο χρησιμοποιήθηκε ατομικό δισκίο ανοιχτού τύπου (open tray) με τα ανάλογα αποτύπωσης να ναρθηκοποιούνται ενδοστοματικά από τον κλινικό προκειμένου να ενισχυθεί η ποιότητα και η ακρίβεια του αποτυπώματος. Στη συνέχεια κατασκευάστηκε το επιεμφυτευματικό εκμαγείο εργασίας της άνω γνάθου και το εκμαγείο του ανταγωνιστή φραγμού (κάτω γνάθος). Τα εκμαγεία αναρτήθηκαν σε αρθρωτήρα και ακολούθησε η διαγνωστική σύνταξη στην άνω γνάθο με τη διάταξη των δοντιών να φέρουν διαφορές σε σχέση με την υπάρχουσα ολική μεταβατική οδοντοστοιχία καθώς η τελευταία δεν ικανοποιούσε της αισθητικές απαιτήσεις του ασθενούς. Η νέα διαγνωστική σύνταξη και το εκμαγείο εργασίας σαρώθηκαν με επιτραπέζιο σαρωτή στο εργαστήριο (Scanner S600 ARTI; ZirkonZahn) (Εικ. 66) και τα ψηφιακά αρχεία stl καταχωρήθηκαν στο λογισμικό σχεδίασης (ZirkonZahn CAD-CAM software; ZirkonZahn).



Εικ. 66 Η τρισδιάστατη ψηφιακή αναπαράσταση του συμβατικά κατασκευασμένο εκμαγείο εργασίας με την νέα διαγνωστική σύνταξη όπως προέκυψε μετά τη σάρωση. (Shah and Lee 2020)

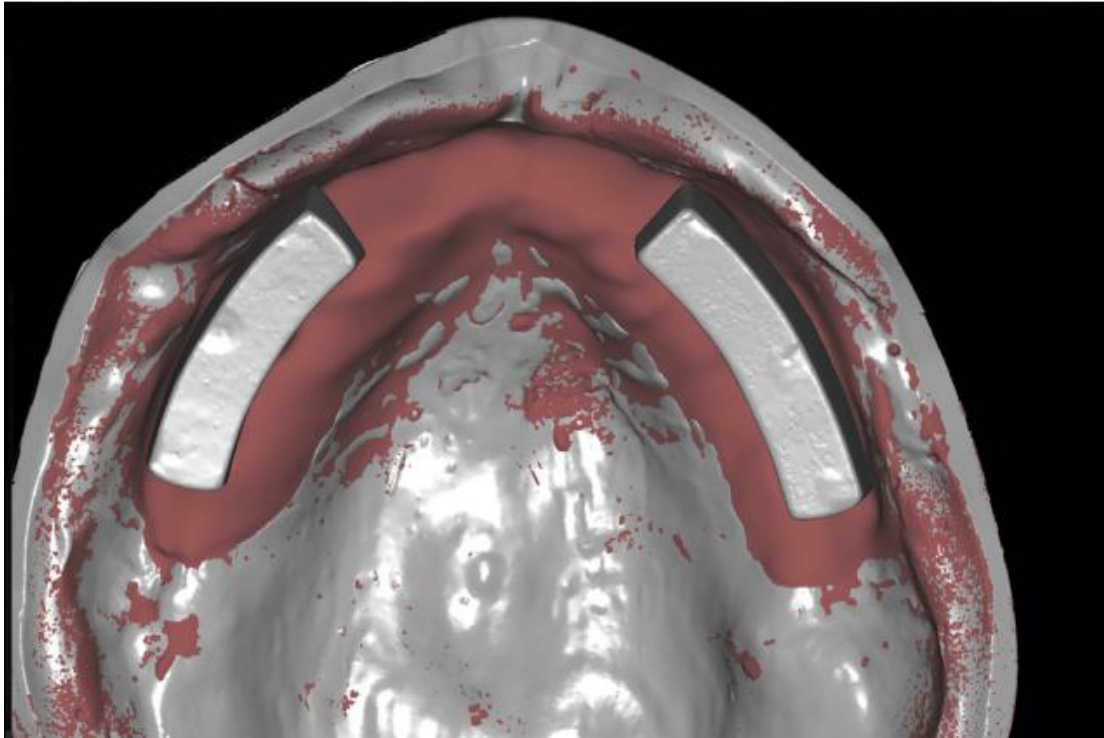


Από το λογισμικό σχεδίασης προέκυψε ότι η γωνία τοποθέτησης κάποιων εκ των εμφυτευμάτων έφερε ως επακόλουθο την τοποθέτηση των αξόνων κοχλίωσης σε σημεία της υπερκατασκευής που δεν προήγαγαν την αισθητική απόδοση της αποκατάστασης καθώς κάποιες από τις οπές κοχλίωσης κατέληγαν στην παρειακή επιφάνεια των δοντιών (Εικ. 67A). Τα παραπάνω σε συνδυασμό με το βάθος της τοποθέτησης των εμφυτευμάτων (Εικ. 67B) οδήγησαν την διεπιστημονική ομάδα να προχωρήσει στον σχεδιασμό και την κατασκευή μιας κοχλιούμενης επιεμφυτευματικής μεταλλοκεραμικής αποκατάστασης διπλού σκελετού. Η παραπάνω προσθετική θεραπεία αποτέλεσε λύση εκλογής καθώς συνδύασε την κατασκευή μιας αποκατάστασης υψηλής αισθητικής απόδοσης με την δυνατότητα αφαίρεσή της από το στόμα για συντήρηση και επιδιόρθωση, (Shah and Lee 2020).



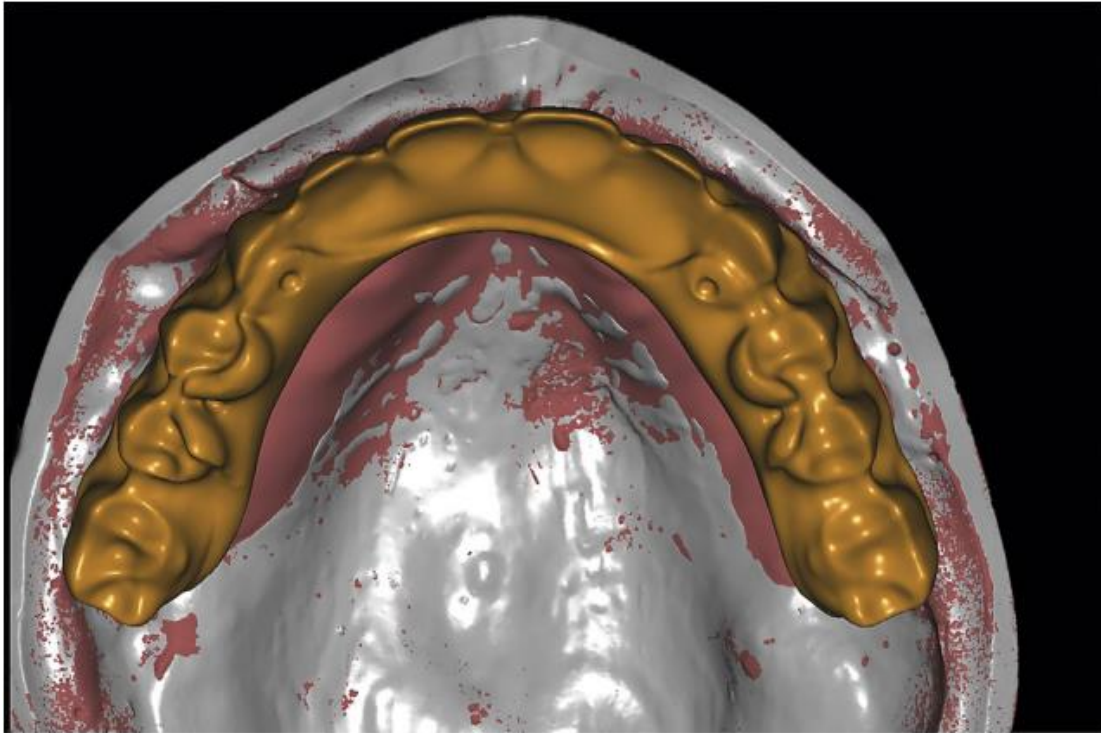
Εικ. 67A, 67B Η αξιολόγηση της τοποθέτησης των αξόνων κοχλίωσης με τη βοήθεια του λογισμικού σχεδίασης (Shah and Lee 2020)

Αναφορικά με τον διπλό σκελετό της αποκατάστασης αυτός περιλαμβάνει αρχικά την ψηφιακή σχεδίαση μιας υποκατασκευής (πρωτογενής σκελετός) η οποία αποτελείται από δύο ξεχωριστές μπάρες οι οποίες συνδέουν τα τρία εμφυτεύματα της κάθε πλευράς μεταξύ τους (Εικ. 68). Κάθε μπάρα φέρει δύο επιπλέον κανάλια κοχλίωσης στη μασητική της επιφάνεια ούτως ώστε να κοχλιωθεί εκεί ο σκελετός της υπερκατασκευής.



Εικ. 68 Οι ψηφιακά σχεδιασμένες επιεμφυτευματικές μπάρες της υποκατασκευής (Shah and Lee 2020)

Στη συνέχεια σχεδιάστηκε μία παθητικής εφαρμογής πλήρους τόξου ενιαία υπερκατασκευή (σκελετός) η οποία προέκυψε πραγματοποιώντας συρρίκνωση της προαναφερθείσας διαγνωστικής σύνταξης. (Εικ. 69). Τα κανάλια κοχλίωσης της υπερκατασκευής τοποθετήθηκαν τόσο μακριά από τις παρειακές επιφάνειες των δοντιών προκειμένου να μην δημιουργούνται αισθητικά προβλήματα όσο και από τις μασητικές επιφάνειες έτσι ώστε να μην σχετίζονται με τη σύγκλειση.



Εικ. 69 Ο ψηφιακά σχεδιασμένος επιμφυτευματικός σκελετός της υπερκατασκευής (Shah and Lee 2020).

Οι προαναφερθείσες ψηφιακά σχεδιασμένες δομές (υποκατασκευή τύπου μπάρας, υπερκατασκευή) κατασκευάστηκαν στη συνέχεια από μπλοκ υλικού μεθακρυλικού πολυμεθυλίου (PMMA) με την αφαιρετική μέθοδο της κοπής. Η υπερκατασκευή κατασκευάστηκε στο πλήρες περίγραμμά της προκειμένου να διευκολυνθεί η αξιολόγηση. Ο λόγος της κατασκευής τους ήταν διαγνωστικού χαρακτήρα καθώς δόθηκε η δυνατότητα να ελεγχθούν με ένα μικρό κόστος ο ψηφιακός σχεδιασμός, η ακρίβεια, η παθητική εφαρμογή, η αισθητική και η σύγκλιση (Εικ. 70, 71).



Εικ. 70, 71 Τα ρητινώδη ψηφιακά σχεδιασμένα πρότυπα των τελικών επιεμφυτευματικών σκελετών τοποθετημένα στην στοματική κοιλότητα για αξιολόγηση της εφαρμογής, της αισθητικής και της σύγκλεισης (Shah and Lee 2020)

Το πέρας της αξιολόγησης των δοκιμαστικών προτύπων οδήγησε στην κατασκευή της τελικής αποκατάστασης. Δύο μεμονωμένες μπάρες και μία ενιαία υπερκατασκευή κατασκευάστηκαν από κράμα Cr-Co (SLM Non-PreciousNP Premier), χρησιμοποιώντας την προσθετική μέθοδο κατασκευής της DMLS τεχνολογίας. Ο ενιαίος μεταλλικός σκελετός της υπερκατασκευής αξιολογήθηκε κλινικά δείχνοντας αποδεκτή ακρίβεια εφαρμογής. Στη συνέχεια οι μεταλλικοί σκελετοί (μπάρες, υπερκατασκευή) αξιολογήθηκαν συνολικά αναφορικά με την εφαρμογή, την παθητική έδραση, την αισθητική και τη φώνηση (Εικ. 72, 73).



Εικ. 72, 73 Ο διπλός επιεμφυτευματικός μεταλλικός σκελετός (μπάρες, υπερκατασκευή) τοποθετημένος στη στοματική κοιλότητα για κλινική και ακτινογραφική αξιολόγηση (Shah and Lee 2020).

Στη συνέχεια, στον σκελετό της υπερκατασκευής τοποθετήθηκαν τα αισθητικά υλικά επικάλυψης (πορσελάνη) (Noritake Super Porcelain EX-3, Kuraray Noritake Dental Inc). Όσο αφορά τη δόμηση του κεραμικού υλικού που αφορούσε την περιοχή των δοντιών χρησιμοποιήθηκε πορσελάνη απόχρωσης A1 ενώ για την απομίμηση των μαλακών ιστών χρησιμοποιήθηκε ειδική ροζ πορσελάνη. Ακολούθησε η κλινική αξιολόγηση στο στάδιο του μπισκότου και η συγκλεισιακή διευθέτηση όπου έγιναν οι απαραίτητες προσαρμογές ούτως ώστε να αποδοθεί ένα συγκλεισιακό σχήμα ομαδικής συνέργειας προκειμένου να πλησιάσει όσο το δυνατόν συγκλεισιακά η αποκατάσταση στην αρχική φυσική σύγκλειση του ασθενούς (Shah, 2020). Η εργασία επέστρεψε στο εργαστήριο προκειμένου να γίνουν οι απαραίτητες τελικές διορθώσεις να τοποθετηθούν οι απαραίτητες χρωστικές προκειμένου η εργασία να παρουσιάσει ένα όσο το δυνατόν φυσικό αποτέλεσμα και να γυαλιστεί. Στη συνέχεια η εργασία στάλθηκε στο ιατρείο για τοποθέτηση. Αρχικά τοποθετήθηκαν οι μπάρες

οι οποίες κοχλιώθηκαν με δύναμη κοχλίωσης 30 Ncm. Ακολούθησε η τοποθέτηση της υπερκατασκευής (εικ. 74A,B) η οποία κοχλιώθηκε με δύναμη 20 Ncm με τη χρήση βιδολόγου και ειδικού δυναμόκλειδου.



Εικ. 74A, B Η εργασία τοποθετημένη στο στόμα μετά την κοχλίωσή της προστομιακή και μασητική άποψη (Shah and Lee 2020).

Η κοχλιούμενη επιεμφυτευματική αποκατάσταση που παρουσιάστηκε ανωτέρω αποκατέστησε τη χαμένη μασητική λειτουργία, τη στήριξη των χειλέων, τη φώνηση και την αισθητική. Παρότι οι κλήσεις των εμφυτευμάτων δεν ήταν ευνοϊκές χάρη στην τεχνική του διπλού σκελετού κατέστη δυνατή η κατασκευή κοχλιούμενης επιεμφυτευματικής αποκατάστασης. Κατ' επέκταση η αποκατάσταση μπορεί εύκολα να ανακτηθεί. Το γεγονός αυτό παρέχει στον κλινικό τη δυνατότητα να ανταποκριθεί στη συντήρηση και στον καθαρισμό της εργασίας με τρόπο ιδιαίτερα αποτελεσματικό αντιμετωπίζοντας με ευκολία ζητήματα όπως την αποκοχλίωση, την φθορά ή ακόμη και τα κατάγματα των προσθετικών βιδών και στον οδοντικό τεχνολόγο να αποκαταστήσει τυχόν θραύσεις ή αποκολλήσεις του κεραμικού υλικού επικάλυψης. Σε ακραίες περιπτώσεις όπου υπάρξει αποτυχία είτε σε επίπεδο χειρουργικό είτε σε προσθετικό επίπεδο η εργασία μπορεί εύκολα να αφαιρεθεί και να γίνει επανάληψη της αποκατάστασης (Shah and Lee 2020).

Το παραπάνω περιστατικό βοήθησε να αναδειχθεί η χρηστική αξία της τεχνολογίας σχεδιασμού και κατασκευής με την βοήθεια υπολογιστή (CAD-CAM). Η ψηφιακή σχεδίαση επέτρεψε τον ακριβή προσδιορισμό των καναλιών κοχλίωσης των πρωτογενών και του δευτερογενή σκελετού της υπερκατασκευής με τρόπο τέτοιο ώστε να μην επηρεάζεται η διάταξη των δοντιών στο τόξο της υπερκατασκευής. Η προσθετική μέθοδος κατασκευής του DSLM επέτρεψε την κατασκευή επιεμφυτευματικών εξατομικευμένων προσθετικών εργασιών υψηλής ακρίβειας αναφορικά με τις διαστάσεις και την παθητική έδραση. Υψηλού

επιπέδου εφαρμογή και παθητική έδραση συνεπάγεται μικρότερη μηχανική καταπόνηση στις προσθετικές βίδες και συνεπώς λιγότερες θραύσεις , λιγότερες δομικές βλάβες λόγω κόπωσης του υλικού και αντίσταση στη δημιουργία και στη διάδοση ανεπιθύμητων ρωγμών στη μάζα του υλικού (Shah and Lee 2020).

## **ΣΥΖΗΤΗΣΗ**

Η τεχνολογία CAD/CAM αναμφίβολα εξελίσσει με μεγάλη ταχύτητα την επιστήμη της οδοντιατρικής και κατ' επέκταση αυτή της οδοντικής τεχνολογίας. Η ψηφιοποίηση της ροής εργασίας αναβαθμίζει σε μεγάλο βαθμό την καθημερινότητα του οδοντικού τεχνολόγου και βελτιώνει με τρόπο καθοριστικό την επικοινωνία του με τον κλινικό και τον ασθενή. Μια σημαντική παράμετρος που αξίζει να αναφερθεί είναι και η δυνατότητα που δίνει στο εργαστήριο η τεχνολογία CAD/CAM και ιδιαίτερα η είσοδος της στο σύγχρονο ιατρείο (ενδοστοματικοί σαρωτές) να συνεργαστεί με τρόπο άμεσο με οδοντιατρεία που βρίσκονται σε απομακρυσμένες περιοχές της χώρας του ή ακόμη πέραν αυτής.

Ένα ερώτημα που εγείρεται καθημερινά στο σύγχρονο εργαστήριο είναι το αν η σύγχρονη CAD/CAM τεχνολογία έχει όλες τις απαντήσεις στις καθημερινές προκλήσεις και ποια είναι η θέση της συμβατικής ροής εργασίας στο σημερινό εργαστήριο. Αυτό που προκύπτει από την μελέτη της βιβλιογραφίας του συμβατικού και του ψηφιακού τρόπου εργασίας είναι ότι η μελέτη και η σε βάθος κατανόηση της συμβατικής ροής εργασίας είναι καθοριστική για ένα νέο οδοντικό τεχνολόγο προκειμένου να μπορέσει να μεταχειριστεί με τρόπο ωφέλιμο της δυνατότητες της σύγχρονης CAD/CAM τεχνολογίας.

Για παράδειγμα, στην περίπτωση του ψηφιακού σχεδιασμού και της κατασκευής μιας κοχλιούμενης-συγκολλοκοχλιούμενης επιεμφυτευματικής αποκατάστασης με τη χρήση της CAD/CAM τεχνολογίας παρατηρείται ότι πίσω από κάθε βήμα της ψηφιακής ροής εργασίας υπάρχει ο τρόπος σκέψης της συμβατικής μεθόδου σχεδιασμού και κατασκευής. Στην συγκολλοκοχλιούμενη επιεμφυτευματική γέφυρα ο ψηφιακός σχεδιασμός ξεκινάει ορίζοντας τη θέση του εμφυτεύματος στο ψηφιακό εκμαγείο χρησιμοποιώντας την ψηφιακή βιβλιοθήκη αντιστοιχίζοντας τον ψηφιακό άξονα σάρωσης (scanbody) του εκμαγείου με αυτό της ψηφιακής βιβλιοθήκης. Μετά τον έλεγχο της επαρκούς αντιστοιχίσης με τα κατάλληλα ψηφιακά εργαλεία που ο χρήστης έχει στη διάθεσή του ξεκινάει η επιλογή της κατάλληλης βάσης τιτανίου από αυτές που παρέχονται από την εκάστοτε εταιρία. Αυτή η διαδικασία επιλογής επιεμφυτευματικών κολοβωμάτων δεν είναι άλλη από αυτή που

συμβατικά πραγματοποιείται στο εργαστήριο με πραγματικά και όχι εικονικά επιεμφυτευματικά κολοβώματα στη συμβατική ροή εργασίας (Γιαννικάκης και Καρκαζής 2018). Στην περίπτωση αυτή η ψηφιακή ροή εργασίας υπερτερεί σαφώς καθώς ο χρήστης έχει τη δυνατότητα να τοποθετεί με μεγάλη ταχύτητα και ευκολία επιεμφυτευματικά κολοβώματα στο εικονικό εκμαγείο προσπαθώντας να βρει το κατάλληλο διαβλεννογόνιο ύψος για το κολόβωμά του προκειμένου να εξασφαλιστεί η αισθητική της εργασίας αλλά και τον κατάλληλο ύψος του κολοβώματος σε σχέση με τον διαθέσιμο χώρο με τους ανταγωνιστές προκειμένου να υποστηρίζεται σωστά το αισθητικό υλικό επικάλυψης από τον σκελετό και παράλληλα να υπάρχει επαρκής διαθέσιμος χώρος για την κονία στο τελικό στάδιο της συγκόλλησης της υπερκατασκευής στα επιεμφυτευματικά κολοβώματα. Βλέπουμε λοιπόν πως το λογισμικό αντισταθμίζει το κόστος αγοράς του προσφέροντας στον χρήστη ταχύτητα και πληθώρα επιλογών στο συγκεκριμένο σχεδιαστικό στάδιο καθώς πέρα από χρονοβόρα η δοκιμή επιεμφυτευματικών κολοβωμάτων θα ήταν και δαπανηρή σε οικονομικό επίπεδο εάν γινόταν με πραγματικά κολοβώματα (Γιαννικάκης και Καρκαζής 2018).

Στην περίπτωση της κοχλιούμενης γέφυρας η αντιστοίχιση των ψηφιακών αξόνων σάρωσης με αυτές των ψηφιακών βιβλιοθηκών συμβάλλουν ομοίως με την περίπτωση της συγκολλοκοχλιούμενης γέφυρας προκειμένου να εντοπιστεί η θέση των εμφυτευμάτων. Η διαφορά βρίσκεται στο γεγονός ότι στην περίπτωση της κοχλιούμενης γέφυρας δεν γίνεται επιλογή διαβλεννογονίων τμημάτων μετά την εύρεση της θέσης των εμφυτευμάτων στο εικονικό εκμαγείο. Αυτό συμβαίνει καθώς η σύνδεση του ψηφιακού αναλόγου σάρωσης στην περίπτωση της κοχλιούμενης γέφυρας γίνεται σε επίπεδο διαβλεννογονίου τμήματος και όχι σε επίπεδο εμφυτεύματος όπως συμβαίνει στην συγκολλοκοχλιούμενη γέφυρα.

Η δημιουργία του συμβατικού κέρινου ή ρητινώδους προπλάσματος του επιεμφυτευματικού σκελετού αποτελεί ιδιαίτερα απαιτητική, χρονοβόρα και δύσκολη διαδικασία. Ο οδοντικός τεχνολόγος θα πρέπει να διαθέτει εμπειρία καθώς θα πρέπει να διαχειρίζεται με προσοχή τη θερμοκρασία του κεριού προκειμένου η δόμησή του να γίνεται απρόσκοπτα και με ακρίβεια. Μεγαλύτερη θερμοκρασία από την επιθυμητή θα έκανε το κεριό περισσότερο υδαρές και ακατάλληλο για δόμηση. Η ίδια αδυναμία δόμησης προκύπτει και αν η θερμοκρασία είναι χαμηλότερη καθώς το κεριό δεν σχηματοποιείται και δεν προσκολλάται στο παραγόμενο πρόπλασμα με τον επιθυμητό τρόπο (τα ίδια ισχύουν και στην περίπτωση της διαχείριση ρητινώδους προπλάσματος όπου ο οδοντικός τεχνολόγος πρέπει να χειριστεί με ιδιαίτερη προσοχή ρευστότητας της ρητίνης). Επιπλέον ο χρήστης προσπαθεί να σχηματοποιήσει ένα κέρινο πρόπλασμα τέτοιο ώστε η εργασία του να έχει

επαρκή αντοχή αλλά και τους απαραίτητους διαθέσιμους χώρους για το αισθητικό υλικό της επικάλυψης. Ενισχύει τους συνδέσμους όπου είναι απαραίτητο και διαμορφώνει την ιστική πλευρά με τρόπο που να ακολουθεί την πορεία της ακρολοφίας και να διευκολύνει τον καθαρισμό. Για να γίνουν όλα τα παραπάνω απαιτείται χρόνος και δεξιοτεχνία από την πλευρά του οδοντικού τεχνολόγου (Γιαννικάκης και Καρκαζής 2018).

Ψηφιακά η αντίστοιχη διαδικασία απαιτεί σαφώς λιγότερη δεξιοτεχνία από την πλευρά του οδοντικού τεχνολόγου και είναι αρκετά απλοποιημένη και ταχύτερη. Αρχικά γίνεται σύνταξη των δοντιών στην νωδή περιοχή. Εδώ ουσιαστικά γίνεται ένα διαγνωστικό κέρωμα (η μία διαγνωστική σύνταξη) χωρίς όμως να χρειάζεται ο αντίστοιχος χρόνος και ο κόπος της συμβατικής μεθόδου. Με τον τρόπο αυτό το λογισμικό εξασφαλίζει την σωστή τοποθέτηση των επιεμφυτευματικών στηριγμάτων και γεφυρωμάτων του σκελετού τόσο όσο αναφορά το οδοντικό τόξο όσο και συγκλεισιακά. Έτσι ενσωματώνεται στην ψηφιακή ροή εργασίας με τρόπο υποχρεωτικό μια πολύ χρήσιμη διαδικασία (διαγνωστική σύνταξη), η οποία, ενώ υπήρχε και στην συμβατική ροή εργασίας, πολλές φορές για λόγους κόστους και χρόνου δεν έβρισκε τον απαραίτητο χώρο στην καθημερινή πρακτική.

Ένα ακόμα πλεονέκτημα της ψηφιακής ροής εργασίας είναι η δυνατότητα της ομοιόμορφης εξοικονόμησης χώρου για τα αισθητικά υλικά επικάλυψης και μάλιστα με τρόπο απόλυτα μετρήσιμο. Ο χρήστης του λογισμικού μπορεί να καθορίσει με ακρίβεια την επιθυμητή συρρίκνωση (cut back) της διαγνωστικής σύνταξης προκειμένου να δημιουργηθούν οι απαραίτητοι για το υλικό επικάλυψης χώροι. Και στην περίπτωση αυτή το λογισμικό δίνει την δυνατότητα να γίνει το συμβατικό cut back με τρόπο σαφώς γρηγορότερο χωρίς τη δημιουργία ανεπιθύμητων τάσεων όπως θα γινόταν σε ένα συμβατικά κατασκευασμένο κέρινο ή ρητινώδες πρόπλασμα και φυσικά με πληθώρα επιλογών αναφορικά με περιοχές που χρειάζεται να εξαιρεθούν γιατί παραδείγματος χάριν δεν θα χρειαστεί να τοποθετηθεί υλικό επικάλυψης. Όλα τα παραπάνω πραγματοποιούνται αυτοματοποιημένα και με ταχύτητα από το λογισμικό πρόγραμμα σχεδίασης με τον χρήστη να αρκείται στον να δώσει τις απαραίτητες εντολές (Γιαννικάκης και Καρκαζής 2018).

Γίνεται συνεπώς αντιληπτό ότι το λογισμικό σχεδίασης οδηγεί με ασφάλεια και ταχύτητα τον σύγχρονο οδοντικό τεχνολόγο στην δημιουργία ενός προπλάσματος επιεμφυτευματικού σκελετού. Εγείρεται λοιπόν το ερώτημα εάν είναι αρκετή ως εφόδιο η γνώση της χρήσης του λογισμικού αποκλειστικά για την ποιοτική σχεδίαση μιας αποκατάστασης και τι κερδίζει ο σύγχρονος οδοντικός τεχνολόγος από την συμβατική διαχειρής τεχνική.



Το ζητούμενο στην καθημερινή πρακτική είναι η δημιουργία προσθετικών αποκαταστάσεων που να μπορούν πέρα από τη λειτουργικότητα να προσφέρουν και ένα υψηλών προδιαγραφών αισθητικό αποτέλεσμα. Καλείται λοιπόν ο οδοντικός τεχνολόγος να δημιουργήσει δόντια που να ομοιάζουν με τα φυσικά. Η συμβατική ροή εργασίας έχει ρόλο καθοριστικό για τον οδοντικό τεχνολόγο προκειμένου να κατανοήσει σε βάθος την μορφολογία των φυσικών δοντιών. Η δια χειρός εργασία βοηθά τον οδοντικό τεχνολόγο να αντιληφθεί καλύτερα την πολυπλοκότητα των επιφανειών και της μορφολογίας των φυσικών δοντιών συνδυάζοντας τη θεωρητική γνώση με την εργασία στον πάγκο. Η ανάπτυξη της αντίληψής του αναφορικά με τη μορφολογία των φυσικών δοντιών που θα αποκτήσει εργαζόμενος συμβατικά είναι που θα τον βοηθήσει στην συνέχεια να αναβαθμίσει τον τρόπο που θα σχεδιάζει ψηφιακά. Κατά συνέπεια η συμβατική ροή εργασίας δεν χάνει την αξία της στην σύγχρονη οδοντική τεχνολογία. Ο χαρακτήρας της γίνεται περισσότερο εκπαιδευτικός η σημασία της όμως δεν αλλοιώνεται. Αποτελεί απαραίτητο εφόδιο προκειμένου ο σύγχρονος οδοντικός τεχνολόγος να μπορεί να μεταχειριστεί τα σύγχρονα ψηφιακά εργαλεία προσφέροντας αποκαταστάσεις υψηλής ποιότητας.

Ένα άλλο σημείο όπου οφείλει κανείς να σταθεί αναζητώντας τις διαφορές και τα κοινά σημεία της συμβατικής και της ψηφιακής σχεδίασης και κατασκευής σκελετού επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων είναι οι περιπτώσεις όπου τα εμφυτεύματα δεν έχουν τοποθετηθεί σε θέσεις ιδανικές και κατ' επέκταση θα πρέπει να γίνουν οι απαραίτητες διαδικασίες προκειμένου οι οπές κοχλίωσης να τοποθετηθούν με τρόπο που να ικανοποιείται η αισθητική και η λειτουργικότητα της αποκατάστασης. Στην συμβατική τεχνική πέρα από την επιλογή γωνιώδους διαβλενογόνιου τμήματος κατά την δημιουργία του κέρινου προπλάσματος γινόταν ο τακτικός έλεγχος της ελεύθερης διέλευσης της βίδας κοχλίωσης προκειμένου να είναι σίγουρο ότι δεν θα παρεμποδίζονταν η ελεύθερη και απρόσκοπτη διέλευσή της.

Στην ψηφιακή ροή εργασίας στον χρήστη παρέχεται η δυνατότητα από το λογισμικό σχεδίασης να τοποθετήσει το αυλό κοχλίωσης του σχεδιαζόμενου σκελετού με γωνία συγκεκριμένων μοιρών οι οποίες ορίζονται από την εκάστοτε εταιρία. Η δυνατότητα της μετατροπής της γωνίας κοχλίωσης εξαρτάται και από το είδος του διαβλενογόνιου κολοβώματος καθώς οι εταιρίες παράγουν ειδικά διαβλενογόνια τμήματα που επιτρέπουν μεγάλο εύρος γωνίας έως και 45 μοίρες. Τα επιεμφυτευματικά κολοβώματα αυτά έχουν συνήθως στην γλωσσική πλευρά τους μικρότερο ύψος προκειμένου να διευκολύνεται η διέλευση της βίδας. Ο χρήστης του λογισμικού όχι μόνο τοποθετεί τον αυλό κοχλίωσης με τρόπο που να ευνοείται η αισθητική της αποκατάστασης δηλαδή όσο πιο μακριά γίνεται από

την παρειακή-χειλική επιφάνεια του σκελετού της εργασίας αλλά ταυτόχρονα γνωρίζει με ακρίβεια πόσες μοίρες αλλάζει την γωνία του άξονα κοχλίωσης. Με αυτόν τον τρόπο είναι σε θέση να γνωρίζει με πόσες μοίρες θα φορτιστεί η αποκατάσταση στο εκάστοτε σημείο πραγματοποιώντας και την ανάλογη συγκλεισιακή διευθέτηση σε συνεννόηση με τον κλινικό. Έτσι μια χρονοβόρα διαδικασία για την συμβατική μέθοδο σχεδιασμού και κατασκευής η οποία απαιτούσε πέρα από χρόνο και τη σχετική δεξιότητα προκειμένου η διέλευση της προσθετικής βίδας να μην δημιουργεί φθορές στο ευαίσθητο κέρινο πρόπλασμα καθίσταται με τη βοήθεια της ψηφιακής τεχνολογίας περισσότερο γρήγορη και ακριβής.

Η σύγκριση της διαχείρισης των συνδέσμων μίας επιεμφυτευματικής αποκατάστασης που σχεδιάζεται ψηφιακά και συμβατικά αποτελεί ένα ακόμη άξιο σημείο αναφοράς. Το ζητούμενο είναι πάντα το ίδιο. Η επαρκής αντοχή της αποκατάστασης στους μασητικούς κύκλους. Στην συμβατική ροή εργασίας η ενίσχυση γίνεται εμπειρικά και υπάρχει σαφώς δυσκολία στην ακριβή μέτρηση του πάχους των συνδέσμων. Ακολουθώντας ακριβώς τους ίδιους κανόνες η ψηφιακή ροή εργασίας είναι πολύ πιο φιλική για τον χρήστη. Με μεγάλη ταχύτητα και ευκολία ο χρήστης του λογισμικού μπορεί να τοποθετήσει τους συνδέσμους στα επιθυμητά σημεία μεταξύ των δοντιών στηριγμάτων ή γεφυρωμάτων και να έχει άμεσα μια ακριβή εικόνα του πάχους του συνδέσμου. Η δυνατότητα μετατροπής του πάχους είναι ιδιαίτερα εύκολη και το γεγονός ότι είναι απολύτως μετρήσιμη βοηθά τον οδοντικό τεχνολόγο να δημιουργήσει μια εργασία που να τηρεί της απαραίτητες για την αντοχή της προδιαγραφές.

Όσο αναφορά στην κατασκευή του επιεμφυτευματικού σκελετού, είναι προφανές ότι η ψηφιακή ροή εργασίας πλεονεκτεί έναντι της συμβατικής. Στη συμβατική ροή εργασίας το κέρινο (ή ρητινώδες) πρόπλασμα θα ακολουθήσει τα εργαστηριακά στάδια της τοποθέτησης αγωγών, της επένδυσης, της αποκύρωσης και της χύτευσης κλπ.. Τα παραπάνω εργαστηριακά στάδια πέρα από χρονοβόρα δεν είναι αυτοματοποιημένα όπως συμβαίνει στα CAD/CAM συστήματα με τον ανθρώπινο παράγοντα να αποτελεί κύριο ρυθμιστή για την κατασκευή μιας ποιοτικής αποκατάστασης. Είναι προφανές ότι όσο περισσότερα είναι τα στάδια κατασκευής τόσο περισσότερες είναι και οι πιθανότητες να υπάρξουν αστοχίες ειδικά από τη στιγμή που η διαδικασία στερείται αυτοματοποίησης. Το γεγονός ότι η παραδοσιακή τεχνική της χύτευσης (lost wax technique) αποτελεί τον μοναδικό τρόπο κατασκευής επιεμφυτευματικού σκελετού στη συμβατική ροή εργασίας αποτελεί έναν σημαντικό περιορισμό αναφορικά με το υλικό εκλογής. Υλικά όπως η ζirkονία κ.α. (της οποίας η χρήση στη σύγχρονη καθημερινή πρακτική αυξάνεται συνεχώς) δεν μπορούν να χρησιμοποιηθούν (Γιαννικάκης και Καρκαζής 2018).

Η ψηφιακή ροή εργασίας παρουσιάζει μια σειρά πλεονεκτημάτων όσο αφορά την κατασκευή του επιεμφυτευματικού σκελετού. Αρχικά το σχεδιασμένο πρόπλασμα μπορεί να εξυπηρετήσει διαγνωστικούς σκοπούς. Για παράδειγμα μπορεί να εκτυπωθεί με οικονομικό ρητινώδες υλικό και να δοκιμαστεί στο στόμα. Με αυτόν τον τρόπο μπορεί να χρησιμοποιηθεί και σαν νάρθηκας επιβεβαίωσης. Πέρα από την επιβεβαίωση της ορθής λήψης του αποτυπώματος ο σκελετός μπορεί να αξιολογηθεί αναφορικά με τους χώρους που προσφέρει για τα αισθητικά υλικά της επικάλυψης, για παραμέτρους που αφορούν την αισθητική όπως τη μέση γραμμή και τις φόρμες των δοντιών, ενώ μπορεί να γίνουν και διορθώσεις από τον κλινικό οι οποίες στη συνέχεια να ενσωματωθούν από τον οδοντικό τεχνολόγο στο υπάρχον αρχείο. Με αυτόν τον τρόπο με ένα μικρό κόστος διευκολύνεται η επικοινωνία εργαστηρίου – οδοντιατρείου και αναβαθμίζεται η ποιότητα της αποκατάστασης. Το ίδιο ψηφιακά σχεδιασμένο πρόπλασμα μπορεί να την βοήθεια του λογισμικού σχεδίασης να μετατραπεί εύκολα και γρήγορα από πρόπλασμα σκελετού σε πρόπλασμα πλήρους περιγράμματος (full contour) και να χρησιμοποιηθεί προκειμένου να κατασκευαστεί μία προσωρινή επιεμφυτευματική αποκατάσταση.

- **Όταν το υλικό εκλογής είναι ένα βασικό κράμα CoCr.**

Όσο αφορά τις μεθόδους κατασκευής εάν το υλικό εκλογής είναι ένα μεταλλικό κράμα παραδείγματος χάριν CoCr το υπάρχον αρχείο μπορεί να κατασκευαστεί είτε με την αφαιρετική τεχνική της κοπής είτε με την προσθετική τεχνική από μια μηχανή SLM. Παράγοντες όπως το κόστος και η απαραίτητη ανά μέθοδο κατασκευής μετεπεξεργασία του σκελετού μετά την κατασκευή θα οδηγήσουν στην τελική επιλογή. Από την ψηφιακή ροή εργασίας δεν εκλείπει και η παραδοσιακή τεχνική της χύτευση καθώς το ψηφιακά κατασκευασμένο αρχείο μπορεί είτε να κοπεί σε ειδικό κερι (Vojdani et al. 2016), είτε να εκτυπωθεί σε ρητίνη και στη συνέχεια να χυτευθεί. Το πρόπλασμα που θα προκύψει με τη βοήθεια της CAD/CAM τεχνολογίας είναι ανώτερο σε ιδιότητες από αυτό που κατασκευάζεται συμβατικά καθώς πρόκειται για μια αυτοματοποιημένη διαδικασία όπου εκλείπει ο ανθρώπινος παράγοντας με ότι αυτό συνεπάγεται σε επίπεδο αστοχιών (Ghodsii et al. 2018) και είναι μια διαδικασία ελεγχόμενη και εύκολα επαναλήψιμη. Σε αντίθεση με το συμβατικό κέρινο πρόπλασμα όπου θα πρέπει να κατασκευαστεί από την αρχή εάν καταστεί ανάγκη πράγμα που συνεπάγεται χρόνο και κόστος για το εργαστήριο, το ψηφιακά σχεδιασμένο αρχείο μπορεί να ξανακατασκευαστεί από τις μηχανές CAD/CAM ή ακόμα και να τροποποιηθεί αναφορικά με τον σχεδιασμό του αν υπάρξει ανάγκη χωρίς αυτό να συνεπάγεται την απαρχής σχεδίασή του. Αναφορικά με την ποιότητα της κατασκευής του σκελετού με τη χρήση της CAD/CAM τεχνολογίας όταν το υλικό κατασκευής είναι ένα

κράμα CoCr κάθε μία από τις διαθέσιμες μεθόδους κατασκευής παρουσιάζουν πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα.

Σε σύγκριση με την αφαιρετική, η προσθετική μέθοδος κατασκευής υπερτερεί σε ευελιξία αναφορικά με την αξιοποίηση των υλικών εκλογής και τη γεωμετρία των κατασκευαζόμενων δομών, παράγοντας ταυτόχρονα λιγότερα απόβλητα υλικών σε σχέση με την αφαιρετική τεχνική, γεγονός που καθιστά την μέθοδο ιδιαίτερα ελκυστική σε επίπεδο εργαστηριακού κόστους ιδιαίτερα σε εργαστήρια μεγάλου κύκλου εργασιών όπου το αρχικά μεγάλο κόστος αγοράς του εξοπλισμού δεν αποτελεί πρόβλημα (Barazanchi et al. 2017). Όσον αφορά την οριακή εφαρμογή, ωστόσο, μια συστηματική ανασκόπηση έδειξε ότι οι αποκαταστάσεις που κατασκευάζονται χρησιμοποιώντας την αφαιρετική μέθοδο κατασκευής παρουσιάζουν καλύτερη οριακή εφαρμογή σε σύγκριση με αυτές που κατασκευάζονται με την προσθετική μέθοδο κατασκευής (Papadiochou and Pissiotis 2017). Ωστόσο ταυτόχρονα υπάρχουν μελέτες που παρουσιάζουν αντίθετα αποτελέσματα όπου καλύτερη οριακή εφαρμογή βρέθηκε να έχουν οι επιεμφυτευματικοί σκελετοί που κατασκευάστηκαν με την προσθετική μέθοδο κατασκευής συγκριτικά με την αφαιρετική μέθοδο (Svanborg et al. 2018).

Μελέτες αναφορικά με την οριακή εφαρμογή κοχλιούμενων επιεμφυτευματικών σκελετών Co-Cr που κατασκευάστηκαν με τη χρήση της προσθετικής τεχνολογίας και μετρήθηκαν με μηχανή μέτρησης συντεταγμένων (Coordinate Measuring Machine/CMM) έδειξαν τρισδιάστατη οριακή απόκλιση που κυμαίνεται μεταξύ 15,3 $\mu$ m και 73,7 $\mu$ m. Άλλες μελέτες όταν εξέτασαν επιεμφυτευματικούς σκελετούς Co-Cr που κατασκευάστηκαν με την αφαιρετική τεχνική της κοπής με τη βοήθεια CNC μηχανής έδειξαν τρισδιάστατες ατέλειες οριακής εφαρμογής που κυμαίνονταν μεταξύ 17,8 $\mu$ m έως 54,7 $\mu$ m. Σε κάθε μελέτη, ωστόσο, υπάρχουν αρκετές παράμετροι που παρουσιάζουν σημαντικές διαφορές καθιστώντας τη σύγκριση δύσκολη. Σε κάθε περίπτωση οι οριακές ασυμφωνίες που προκύπτουν στο επίπεδο της εφαρμογής και από τις δύο τεχνικές κατασκευής είναι εντός των αποδεκτών κλινικών ορίων (Svanborg et al. 2018, Revilla- León et al. 2020).

Κάθε τεχνική κατασκευής έχει διάφορους παράγοντες που θα μπορούσαν να επηρεάσουν την ακρίβεια της αποκατάστασης. Στη συμβατική χύτευση περιλαμβάνονται πολλά εργαστηριακά βήματα, τα οποία αυξάνουν την πιθανότητα σφαλμάτων. Ωστόσο χάρη στην CAD/CAM τεχνολογία, το πρόγραμμα του κέρινου προτύπου μπορεί να φρεζάρεται με ειδικό κερί φρεζαρίσματος αντί για τη συμβατική κατασκευή κέρινου προτύπου (αφαιρετική τεχνική) ή να εκτυπώνεται δημιουργώντας ρητινώδη προπλάσματα για χύτευση (προσθετική

τεχνική). Αυτό περιορίζει τα τυχόν σφάλματα του οδοντικού τεχνολόγου βελτιώνοντας αντίστοιχα την εφαρμογή (Marcela and Gomes 2019)

Παρόλο που η συμβατική τεχνική της χύτευσης παρουσιάζει τις μεγαλύτερες οριακές ασυμφωνίες αναφορικά με την εφαρμογή ακόμη και μετά την τομή και συγκόλληση με λέιζερ, εξακολουθεί να βρίσκεται εντός του κλινικά αποδεκτού εύρους που προτείνεται από προηγούμενες δημοσιεύσεις, δηλαδή από 10 έως 150 $\mu\text{m}$  για την κατακόρυφη παραμόρφωση (Branemark 1983) Λίγες μελέτες έχουν πραγματοποιηθεί σε επιεμφυτευματικούς σκελετούς CoCr που κατασκευάστηκαν με την συμβατική τεχνική της χύτευσης χρησιμοποιώντας τον ίδιο σχεδιασμό και την ίδια τεχνική μέτρησης. Υπάρχουν μελέτες οι οποίες έδειξαν ένα αποδεκτό επίπεδο οριακής εφαρμογής σε σκελετούς Co-Cr που κατασκευάστηκαν με την παραδοσιακή συμβατική τεχνική της χύτευσης, αλλά συνήθως απαιτούνταν μια πρόσθετη διαδικασία βελτίωσης της εφαρμογής, όπως ή τομή και συμβατική συγκόλληση ή συγκόλληση με λέιζερ. Οι διαδικασίες μετεπεξεργασίας του σκελετού βελτιώνουν σημαντικά την οριακή εφαρμογή στην οριζόντια(άξονες x- και y-) διάσταση και τη συνολική παραμόρφωση, αλλά όχι στη κατακόρυφη διάσταση (άξονας z). Η επίτευξη της κατασκευής ενός κοχλιούμενου επιεμφυτευματικού σκελετού με παθητική εφαρμογή είναι δύσκολη και η απουσία της παραμικρής ύπαρξης ενός βαθμού οριακής ασυμφωνίας όσο αφορά την εφαρμογή θα είναι πάντα δύσκολο να αποφευχθεί (Abduo et al. 2011)

Υπάρχουν μελέτες που έδειξαν συγκρίσιμες επιδόσεις των κραμάτων Co-Cr αναφορικά με την παραμόρφωση συγκριτικά με κράματα Τιτανίου (Ti) και κράματα χρυσού. Οι Svanborg et al. (2015) συνέκριναν κοχλιούμενους επιεμφυτευματικούς σκελετούς πλήρους τόξου, από κράματα τιτανίου (Ti) και Co-Cr αντίστοιχα, κατασκευασμένους με την αφαιρετική τεχνική της κοπής μετρώντας την οριακή ασυμφωνία με CMM μηχανή και διαπίστωσαν τρισδιάστατη οριακή ασυμφωνία εφαρμογής της τάξης των 9 $\mu\text{m}$  και 17.8 $\mu\text{m}$  αντίστοιχα, ενώ η κατακόρυφη παραμόρφωση ήταν συγκρίσιμη. Κατέληξαν λοιπόν στο συμπέρασμα ότι η διαφορά δεν είχε κλινική σημασία και η εφαρμογή και των δύο θεωρήθηκε καλή.

Οι Paniz et al. (2013) συνέκριναν κοχλιούμενους επιεμφυτευματικούς πλήρους τόξου σκελετούς Ti και Co-Cr κατασκευασμένους με την αφαιρετική τεχνική της κοπής με τους συμβατικά κατασκευασμένους με την τεχνική της χύτευσης χρυσούς σκελετούς και διαπίστωσαν ότι το Ti και το Co-Cr παρουσίασαν οριακές αποκλίσεις κατά 26 $\mu\text{m}$  μικρότερες από τους σκελετούς κατασκευασμένους από κράμα χρυσού που έδειξαν 49 $\mu\text{m}$  οριακές αποκλίσεις. Όσον αφορά τις κλινικές επιδόσεις των επιεμφυτευματικών σκελετών Co-Cr, μια αναδρομική μελέτη ενός δείγματος ασθενών με επιεμφυτευματικούς σκελετούς

ακίνητων αποκαταστάσεων κατασκευασμένων από κράματα Co-Cr ή κράματα χρυσού (type 3), που παρακολουθήθηκαν για διάστημα έως και 18 έτη, κατέδειξε συγκρίσιμα αποτελέσματα. Επομένως, τα κράματα Co-Cr μπορεί να αποτελέσουν μια λογική εναλλακτική λύση για την κατασκευή επιεμφυτευματικών σκελετών με μικρότερο κόστος και ευνοϊκές μηχανικές ιδιότητες.

Παρότι δεν έχει επιτευχθεί ακόμη συμφωνία σχετικά με τα κλινικά αποδεκτά επίπεδα ακατάλληλης εφαρμογής, είναι καλύτερο να στοχεύουμε στην καλύτερη δυνατή εφαρμογή του επιεμφυτευματικού σκελετού. Η ανάπτυξη της CAD/CAM τεχνολογίας έχει οδηγήσει σε σημαντική αύξηση τα επίπεδα οριακής εφαρμογής. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι εξαλείφονται πολλά εργαστηριακά στάδια (π. χ. κατασκευή κέρινου προπλάσματος, επένδυση κλπ. ), τα οποία μειώνουν την πιθανότητα τεχνικών σφαλμάτων. Ωστόσο, υπάρχουν και άλλοι παράγοντες που θα μπορούσαν να επηρεάσουν την ακρίβεια των ψηφιακά κατασκευασμένων σκελετών, όπως ο τύπος του μηχανήματος που χρησιμοποιείται, ο τύπος του υλικού, η συχνότητα αντικατάστασης των εργαλείων κοπής της μηχανής, η εμπειρία του χειριστή κλπ.

Οι Revilla-Leoń et al. (2019) συνέκριναν τρεις διαφορετικές SLM τεχνολογίες για την κατασκευή επιεμφυτευματικών σκελετών CoCr πλήρους τόξου, μετρώντας την οριακή εφαρμογή. Ανέφεραν μια μέση τρισδιάστατη οριακή ασυμφωνία που κυμαίνεται από 47.3μm και 73.7μm, η οποία είναι εντός των κλινικά αποδεκτών ορίων. Στην αντίστοιχη μελέτη των Fellwa AIRasheed and Khalid AlWazzan (2022) η ομάδα κοπής με CNC μηχανή παρουσίασε σημαντικά μικρότερη ποσότητα συνολικής παραμόρφωσης 50.1μm (SD 275 μm), σε σύγκριση με την ομάδα του SLM 71.43μm (SD 37.24μm). Μια πιθανή εξήγηση είναι η θερμότητα που παράγεται από το λέιζερ στην ομάδα SLM. Επιπλέον, η μικροτραχύτητα που μπορεί να συμβεί με τη στερεοποίηση κάθε στρώματος μετάλλου αποτελεί γεγονός που μπορεί να οδηγήσει σε συνολική απόκλιση του σκελετού.

Οι Revilla-Leoń et al. (2020), ωστόσο, συνέκριναν επιεμφυτευματικούς σκελετούς CoCr πλήρους τόξου που κατασκευάστηκαν με την προσθετική μέθοδο κατασκευής (AM) με σκελετούς που προέκυψαν από την αφαιρετική τεχνική της κοπής (CNC μηχανή) και δεν διαπίστωσαν σημαντική διαφορά στη μέση τιμή των συνολικής παραμόρφωσης μεταξύ των δύο τεχνικών κατασκευής με  $54.1 \pm 7.7\mu\text{m}$  για την AM και  $54.7 \pm 9.8\mu\text{m}$  για την CNC ομάδα.

Σύμφωνα με τους Svanborg et al. (2018) οι κοχλιούμενοι επιεμφυτευματικοί σκελετοί Co-Cr και Ti που κατασκευάστηκαν με την προσθετική τεχνική είχαν καλύτερη

ακρίβεια εφαρμογής σε σύγκριση με τούς φρεζαρισμένους σκελετούς που χρησιμοποίησαν τα ίδια υλικά. Αυτό θα μπορούσε να οφείλεται στο γεγονός ότι οι επιφάνειες έδρασης των επιεμφυτευματικών σκελετών που κατασκευάστηκαν με την προσθετική μέθοδο δέχθηκαν περαιτέρω επεξεργασία προκειμένου να αυξηθεί το επίπεδο εφαρμογής στη μελέτη.

Οι διαφορές στα αποτελέσματα μεταξύ των μελετών μπορούν να αποδοθούν στη μεγάλη διαφοροποίηση του σχεδιασμού της μελέτης και των παραμέτρων που χρησιμοποιούνται όπως ο τύπος του μηχανήματος, η σύνθεση του υλικού, η θέση και η γωνία τοποθέτησης του εμφυτεύματος.

- **Όταν το υλικό εκλογής είναι η Ζirkονία**

Η ζirkονία αποτελεί στην σύγχρονη καθημερινή πρακτική υλικό εκλογής όλο και περισσότερο για την κατασκευή σκελετού κοχλιούμενων και συγκολοκοχλιούμενων αποκαταστάσεων. Το υλικό αυτό ξεχωρίζει για την αισθητική του καθώς υπερτερεί έναντι των έως τώρα χρησιμοποιούμενων κραμάτων μετάλλου. Η ζirkονία στην επιεμφυτευματική προσθετική χρησιμοποιείται τόσο σαν υλικό πυρήνα όσο και σαν μονολιθικό υλικό ιδιαίτερα σε επιεμφυτευματικές αποκαταστάσεις οπίσθιων δοντιών όταν η αντοχή αποτελεί ζητούμενο έναντι της αισθητικής απόδοσης της αποκατάστασης. Όταν υλικό εκλογής είναι η ζirkονία η ψηφιακή ροή εργασίας είναι μονόδρομος. Ο ψηφιακά σχεδιασμένος επιεμφυτευματικός σκελετός θα κατασκευαστεί με τη μέθοδο της αφαιρετικής τεχνικής της κοπής από μπλοκ υλικού ζirkονίας. Σε επίπεδο οριακής εφαρμογής υπάρχουν μελέτες οι οποίες παρομοιάζουν τα αποτελέσματα των επιεμφυτευματικών σκελετών ζirkονίας με αυτά των κραμάτων CoCr που κατασκευάζονται με την χρήση τη CAD/CAM τεχνολογίας.

Οι Danilo Gonzaga et al. πραγματοποίησαν in vitro μελέτη συγκρίνοντας την ακρίβεια οριακής εφαρμογής σε επιεμφυτευματικές κοχλιούμενες αποκαταστάσεις τριών μονάδων της οπίσθιας περιοχής χρησιμοποιώντας σκελετούς κατασκευασμένους από κράματα ζirkονίας και Co-Cr με τη χρήση CAD/CAM τεχνολογίας (αφαιρετική τεχνική της κοπής) και σκελετούς που κατασκευάστηκαν με την παραδοσιακή τεχνική της χύτευσης από κράματα Co-Cr.

Η υπόθεση ότι η κατακόρυφη ασυμφωνία εφαρμογής των σκελετών δεν θα επηρεαζόταν από την τεχνική κατασκευής ή το υλικό εκλογής στο επίπεδο της οριστικής εφαρμογής (με όλες τις προσθετικές βίδες κοχλιωμένες) καθώς και ότι θα διαπιστωνόταν καλύτερη παθητική προσαρμογή για τα υλικά που θα επεξεργάζονταν με την τεχνολογία CAD/CAM

απορρίφθηκαν. Μετά από μετρήσεις που έγιναν στο επίπεδο της οριστικής εφαρμογής (με όλες τις προσθετικές βίδες κοχλιωμένες), οι ατέλειες που αφορούσαν την οριακή εφαρμογή αναφορικά με το κάθετο επίπεδο βρέθηκε να είναι μικρότερες στην ομάδα των επιεμφυτευματικών σκελετών που κατασκευάστηκαν με τη βοήθεια της CAD/CAM τεχνολογίας συγκριτικά με τους σκελετούς που κατασκευάστηκαν με τη συμβατική τεχνική της χύτευσης. Μια σύγκριση επιεμφυτευματικών σκελετών που κατασκευάστηκαν με υλικά εκλογής κράματα Au και Ti χρησιμοποιώντας τις δύο μεθόδους κατασκευής (CAD/CAM, συμβατική χύτευση) παρουσίασαν παρόμοια αποτελέσματα (Al-Fadda et al. 2007). Τα αποτελέσματα αυτά πιθανώς σχετίζονται με την ακρίβεια και την επαναληψιμότητα των διαδικασιών της CAD/CAM τεχνολογίας, λαμβάνοντας υπόψη ότι είναι ταχύτερη και μπορεί να αποφύγει τα σφάλματα που συμβαίνουν κατά τη συμβατική ροή εργασίας (την επένδυση, την εξαέρωση του κέρινου προπλάσματος, την χύτευση, τη μετεπεξεργασία του σκελετού), (Drago et al. 2010).

Σε μία άλλη μελέτη διαπιστώθηκε ότι η τεχνική κατασκευής είναι επίσης μια μεταβλητή που επηρεάζει την παρουσία οριακών ατελειών στην εφαρμογή, πιθανώς λόγω της διαφορετικής επιφανειακής τραχύτητας που παράγεται σε κάθε μέθοδο κατασκευής. Οι συγγραφείς παρατήρησαν ότι οι φρεξαρισμένες επιφάνειες έχουν καλύτερη εφαρμογή και μεγαλύτερο αριθμό επαφών με την επιφάνεια έδρασης του εμφυτεύματος συγκριτικά με τις επιφάνειες διεπαφής των σκελετών που παράγονται με την τεχνική της χύτευσης. Μια αποδεκτή οριστική εφαρμογή (με τις προσθετικές βίδες κοχλιωμένες) δεν σημαίνει απαραίτητα ότι οι επιεμφυτευματικοί κοχλιούμενοι σκελετοί έχουν παθητική εφαρμογή, διότι όταν κοχλιώνονται όλες οι βίδες, μπορεί η εφαρμογή βελτιώνεται σημαντικά, ωστόσο, προκαλούνται τάσεις στη σύνδεση πρόθεσης/εμφυτεύματος με το περιβάλλον οστό και τα εμφυτεύματα, (Abduo et al. 2012).

Η διαδικασία που χρησιμοποιείται για τη σάρωση και τη μεταφορά της θέσης του εμφυτεύματος μπορεί να επηρεάσει την ακρίβεια εφαρμογής των κατασκευασμένων με τη χρήση της CAD/CAM τεχνολογίας επιεμφυτευματικών σκελετών. Η σάρωση μπορεί να είναι άμεση (ενδοστοματική σάρωση) ή έμμεση (εργαστηριακή σάρωση του εκμαγείου που κατασκευάζεται από τη λήψη συμβατικής αποτύπωσης). Υπάρχουν μελέτες που υποστηρίζουν ότι η έμμεση σάρωση με επιτραπέζιο σαρωτή προσφέρει καλύτερα αποτελέσματα αναφορικά με την οριακή εφαρμογή συγκριτικά με την τεχνική της άμεσης ενδοστοματικής σάρωσης (Stimmelmayer et al. 2012).

Σε μία πρόσφατη μελέτη στην οποία χρησιμοποιήθηκε η τεχνική της άμεσης ενδοστοματικής σάρωσης για την κατασκευή επιεμφυτευματικών σκελετών με τη χρήση της



CAD/CAM τεχνολογίας παρατηρήθηκαν μεγαλύτερες ατέλειες εφαρμογής για τις ψηφιακά κατασκευασμένους σκελετούς συγκριτικά με αυτούς που σχεδιάστηκαν συμβατικά με την τεχνική της χύτευσης. Παρόλο που τα παραπάνω ευρήματα υποδηλώνουν ότι η έμμεση σάρωση μπορεί να εξασφαλίσει καλύτερα αποτελέσματα αναφορικά με την κάθετη εφαρμογή των κατασκευασμένων επιεμφυτευματικών σκελετών με τη χρήση της CAD/CAM τεχνολογίας, απαιτούνται πρόσθετες μελέτες που συγκρίνουν τις διάφορες μεθόδους σάρωσης (Zaghloul and Younis 2013).

Με τα σημερινά χρησιμοποιούμενα υλικά και τις μεθόδους κατασκευής που αφορούν στον σχεδιασμό και την κατασκευή επιεμφυτευματικών σκελετών ένας ορισμένος βαθμός ανακρίβειας της εφαρμογής είναι αναπόφευκτος. Πολλοί συγγραφείς έχουν προσπαθήσει να ορίσουν την παθητική εφαρμογή ή την κλινικά αποδεκτή εφαρμογή των επιεμφυτευματικών σκελετών. Ο Brånemark θεώρησε ότι ένας επιεμφυτευματικός σκελετός είναι παθητικά εφαρμοσμένος εάν οι ατέλειες στην εφαρμογή μεταξύ σκελετού και κολοβώματος είναι 10 mm ή λιγότερο. Άλλοι πρότειναν ότι η οριακή ατέλεια που αφορά την εφαρμογή ενός επιεμφυτευματικού σκελετού πρέπει να είναι μικρότερη από 150 mm προκειμένου να είναι κλινικά αποδεκτός. Η έλλειψη υπολειπόμενων τάσεων στην μάζα του σκελετού μετά την τοποθέτηση και την κοιλίωσή του στα επιεμφυτευματικά κολοβώματα είναι ένας άλλος ορισμός της παθητικής εφαρμογής (Karl et al. 2005).

Ωστόσο, ένας αυθεντικός ορισμός της παθητικής εφαρμογής από μία εμβιομηχανική άποψη απουσιάζει. Με βάση το ανωτέρω, πολλοί συγγραφείς έχουν διατυπώσει ενστάσεις αναφορικά με τη σημασία της παθητικής εφαρμογής καταλήγοντας στο συμπέρασμα ότι απαιτούνται καλά ελεγχόμενες τεχνικές για την παροχή επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων που θα παρουσιάσουν αντοχή και μακροβιότητα (Abduo et al. 2010).

Στα προσυντηγμένα μπλοκ ζirkονίας τα οποία χρησιμοποιούνται για την κατασκευή επιεμφυτευματικών σκελετών, η μηχανική κατεργασία στην μηχανή κοπής πραγματοποιείται με την ελάχιστη δυνατή πίεση και τη λιγότερη δυνατή παραγωγή θερμότητας. Μειώνοντας έτσι πιθανές θραύσεις στα όρια εφαρμογής του σκελετού και παράλληλα αποφεύγοντας τον μετασχηματισμό της ζirkονίας σε μονολιθική φάση κατά τη διάρκεια της άλεσης εξαιτίας της παραγωγής θερμότητας. Οι σκελετοί ζirkονίας φρεζάρονται κατά 20% έως 25% μεγαλύτεροι σε διαστάσεις προκειμένου μετά την πυροσυσσωμάτωση να προκύψει σκελετός με το επιθυμητό μέγεθος. Κατά τη διάρκεια της διαδικασίας πυροσυσσωμάτωσης, η ζirkονία συρρικνώνεται για να προκύψουν οι τελικές διαστάσεις όπως αυτές έχουν προκύψει στην ψηφιακή σχεδίαση του επιεμφυτευματικού σκελετού με την κατάλληλη αντοχή και φυσικές ιδιότητες. Ωστόσο, οι μικρομετρικές μεταβολές των διαστάσεων μπορεί να εμφανιστούν

προς διαφορετικές κατευθύνσεις καθώς η συρρίκνωση λόγω της πυροσυσσωμάτωσης είναι ανεξέλεγκτη (Kunii et al. 2007).

Η έκταση της συρρίκνωσης αποτελεί πρόσθετη πρόκληση για το λογισμικό που πρέπει να φρεζάρει με ακρίβεια έναν διευρυμένου μεγέθους σκελετό που θα συρρικνωθεί ακριβώς στις απαιτούμενες διαστάσεις μετά την πυροσυσσωμάτωση. Επιπλέον, η επιτυχία αυτής της αριθμητικής αντιστάθμισης εξαρτάται από τη σύνθεση και την ομοιογένεια των πυροσυσσωματωμένων κενών χώρων στη μάζα της ζirkονίας. Αυτή η διαδικασία πυροσυσσωμάτωσης μπορεί να εξηγήσει τη μικρή διαφορά των τιμών αναφορικά με την κάθετη οριακή εφαρμογή για τους επιεμφυτευματικούς σκελετούς ζirkονίας που κατασκευάστηκαν με την χρήση της CAD/CAM συγκριτικά με τους αντίστοιχης κατασκευής σκελετούς CoCr στην μελέτη των Danilo Gonzaga et al. . Επομένως, η συρρίκνωση λόγω της πυροσυσσωμάτωσης θα πρέπει να ελέγχεται όσο το δυνατόν καλύτερα (Abduo et al. 2010).

Εν κατακλείδι οι επιεμφυτευματικοί σκελετοί που κατασκευάζονται με την χρήση της CAD/CAM τεχνολογίας παρουσιάζουν καλύτερες τιμές οριακής εφαρμογής και καλύτερες μηχανικές ιδιότητες σε σύγκριση με τους αντίστοιχους σκελετούς που κατασκευάζονται με την συμβατική τεχνική της χύτευσης. Συμπεραίνεται ακόμη ότι οι επιεμφυτευματικοί σκελετοί Cr-Co που κατασκευάζονται με τη χρήση της CAD/CAM τεχνολογίας παρουσιάζουν μειωμένες ατέλειες εφαρμογής αναφορικά με το κάθετο επίπεδο συγκριτικά με τους αντίστοιχης κατασκευής σκελετούς ζirkονίας. Σε επίπεδο παθητικής εφαρμογής οι επιεμφυτευματικοί σκελετοί παρουσιάζουν κλινικώς αποδεκτά αποτελέσματα ανεξαρτήτως μεθόδου κατασκευής ή υλικού εκλογής. Μελλοντικά η CAD/CAM τεχνολογία θα αποτελέσει σχεδόν αποκλειστική μέθοδο εκλογής για τον σχεδιασμό και την κατασκευή επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων κι αυτό γιατί η εξέλιξή της είναι διαρκής βελτιώνοντας διαρκώς τόσο τα λογισμικά σχεδίασης όσο και των μηχανικό εξοπλισμό (μηχανές σάρωσης, κοπής, εκτύπωσης), εισάγοντας ταυτόχρονα διαρκώς νέα υλικά στην καθημερινή πρακτική , βελτιώνοντας παράλληλα τις ιδιότητες των ήδη χρησιμοποιούμενων τόσο σε επίπεδο αισθητικής όσο και σε επίπεδο μηχανικών ιδιοτήτων.

## **ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ**

Η ψηφιακή ροή εργασίας έχει γίνει στις μέρες μας καθημερινή πρακτική για τα περισσότερα εργαστήρια. Κατ' επέκταση γίνεται κατανοητό ότι ο σύγχρονος οδοντικός τεχνολόγος προκειμένου να εδραιώσει την θέση του στην οικεία αγορά οφείλει να

ενσωματώσει στην φαρέτρα των γνώσεων του τον ψηφιακό τρόπο εργασίας. Η τεχνολογία CAD/CAM γίνεται σταδιακά καθημερινότητα και στο σύγχρονο ιατρείο με την είσοδο των ενδοστοματικών σαρωτών· κατά συνέπεια η ψηφιοποίηση του τρόπου εργασίας για το εργαστήριο δεν αποτελεί επιλογή αλλά απαραίτητη προϋπόθεση για την επαγγελματική επιβίωσή του. Αναφορικά με τις δυνατότητες που προσφέρει η ψηφιακή ροή εργασίας όσον αφορά στον σχεδιασμό και την κατασκευή επιεμφυτευματικών κοχλιούμενων και συγκολλοκοχλιούμενων αποκαταστάσεων, αυτές αντανακλούν τόσο στην αναβάθμιση της ποιότητας των παραγόμενων εργασιών όσο και στη διευκόλυνση της καθημερινότητας του σύγχρονου οδοντικού τεχνολόγου.

Με όλους τους σχετικούς περιορισμούς και μετά τη διερεύνηση της προσιτής βιβλιογραφίας, τα συμπεράσματα της μελέτης είναι τα ακόλουθα:

1. Ο ψηφιακός τρόπος εργασίας παρουσιάζει μεγαλύτερη προβλεψιμότητα, επαναληψιμότητα και ταχύτητα σε σχέση με τον αντίστοιχο συμβατικό τρόπο εργασίας.
2. Η απλοποίηση και η συμπύκνωση των εργαστηριακών σταδίων σε συνδυασμό με την περιορισμένη συμμετοχή του ανθρώπινου παράγοντα, έχει αναβαθμίσει την ποιότητα των αποκαταστάσεων και ταυτόχρονα έχει περιορίσει τα σφάλματα.
3. Ο ψηφιακός σχεδιασμός των επιεμφυτευματικών κοχλιούμενων και συγκολλοκοχλιούμενων σκελετών πλεονεκτεί του συμβατικού αναφορικά με την απαιτούμενη δεξιοτεχνία και τον κατασκευαστικό βαθμό δυσκολίας.
4. Η κοπιαστική και δυσχερής απόκτηση δεξιοτήτων αναφορικά με τη χρήση και τη διαχείριση μιας σειράς υλικών έχει αντικατασταθεί από την ανάγκη εκμάθησης του ιδιαίτερα φιλικού προς τον χρήστη λογισμικού σχεδίασης.
5. Η ψηφιακή σχεδίαση των επιεμφυτευματικών σκελετών πραγματοποιείται μέσα σε ένα ιδιαίτερα αυτοματοποιημένο, καθοδηγητικό και φιλικό περιβάλλον, δεδομένου ότι το λογισμικό έχει τη δυνατότητα να παρέχει στον χρήστη ιδιαίτερα χρήσιμες πληροφορίες αναφορικά με την σχεδιαζόμενη αποκατάσταση.
6. Το λογισμικό σχεδίασης διαθέτει ένα πλούσιο αριθμό ελεγκτικών ψηφιακών εργαλείων, με τη βοήθεια των οποίων ο χρήστης μπορεί να ελέγχει κατά τη διάρκεια των σχεδιαστικών σταδίων διάφορες κρίσιμες παραμέτρους που αφορούν την αποκατάσταση ενημερώνοντας παράλληλα και τον κλινικό. Με αυτόν τον τρόπο διευκολύνεται η επικοινωνία οδοντιάτρου και οδοντικού τεχνολόγου.
7. Αναφορικά με την κατασκευή των κοχλιούμενων και συγκολλοκοχλιούμενων επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων η CAD/CAM τεχνολογία πλεονεκτεί του

συμβατικού τρόπου εργασίας τόσο σε αριθμό και ποιότητα μεθόδων κατασκευής όσο και σε διαθέσιμα υλικά εκλογής.

8. Η κατασκευή αποκαταστάσεων με τη χρήση της CAD/CAM τεχνολογίας περιλαμβάνει την αφαιρετική και την προσθετική τεχνική κατασκευής. Οι προαναφερθείσες μέθοδοι κατασκευής με τη σειρά τους, περιλαμβάνουν αμφότερες την παραδοσιακή συμβατική τεχνική της χύτευσης, βελτιώνοντάς την, περιορίζοντας τα εργαστηριακά στάδια της και συνεπώς την ενδεχόμενη συσσώρευση σφαλμάτων στην αποκατάσταση.
9. Αναφορικά με την οριακή εφαρμογή παρατηρείται ότι τόσο η αφαιρετική όσο και η προσθετική μέθοδος κατασκευής παρουσιάζουν κλινικώς αποδεκτά αποτελέσματα με μικρότερη ανάγκη για μετεπεξεργασία συγκριτικά με τη συμβατική μέθοδο καθώς η κατασκευή παρουσιάζει ταχύτητα, ακρίβεια και αυτοματοποίηση.
10. Σχετικά με τα χρησιμοποιούμενα υλικά για την κατασκευή επιεμφυτευματικών σκελετών σε αντίθεση με την συμβατική μέθοδο κατασκευής της χύτευσης όπου τα μεταλλικά κράματα αποτελούσαν μονόδρομο, με τη χρήση της CAD/CAM τεχνολογίας αισθητικά υλικά όπως η ζirkονία και το PEEK έχουν μπει δυναμικά στην καθημερινή πρακτική.
11. Η ζirkονία σαν υλικό κατασκευής επιεμφυτευματικών προσθέσεων αναβαθμίζει σημαντικά την αισθητική απόδοση των εργασιών και εξελίσσεται διαρκώς τόσο αναφορικά με την αισθητική και τις οπτικές της ιδιότητες, όσο και σε σχέση με τις μηχανικές της ιδιότητες.
12. Το πλέον σημαντικό στοιχείο αναφορικά με την CAD/CAM τεχνολογία και την χρήση της για τον σχεδιασμό και την κατασκευή επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων σχετίζεται με το γεγονός της συνεχούς και αδιάκοπης εξέλιξης της τόσο ως προς τα διαθέσιμα λογισμικά σχεδίασης όσο και ως προς τις συσκευές σάρωσης και κατασκευής.
13. Ο εξελικτικός ρυθμός της ψηφιακής τεχνολογίας στον χώρο της οδοντικής τεχνολογίας είναι τόσο ραγδαίος που αποτελεί πρόκληση για τον σύγχρονο οδοντικό τεχνολόγο να τον παρακολουθήσει αφενός μεν σε επίπεδο γνώσεων και καθημερινής τριβής, αφετέρου, δε, σε οικονομικό επίπεδο ενόψει του κόστους επιμόρφωσής του και αγοράς του απαραίτητου εξοπλισμού.

Το μέλλον της οδοντικής τεχνολογίας αδιαμφισβήτητα δεν μπορεί να είναι άλλο παρά ψηφιακό. Ωστόσο ο ρόλος του οδοντικού τεχνολόγου θα ταυτίζεται πάντα με την κατασκευή αποκαταστάσεων υψηλών προδιαγραφών όχι μόνο αναφορικά με την ποιότητα κατασκευής αλλά και σε επίπεδο αισθητικής. Για τον παραπάνω λόγο ο σύγχρονος οδοντικός τεχνολόγος δεν θα πρέπει να εγκαταλείψει τον συμβατικό τρόπο εργασίας ακόμη και εάν ο χαρακτήρας του μετασχηματίζεται όσο περνούν τα χρόνια σε

εκπαιδευτικό. Η γνώση και η δεξιοτεχνία που αποκτά ο οδοντικός τεχνολόγος όταν έρχεται σε επαφή με τον συμβατικό τρόπο εργασίας, είναι αυτή η οποία θα του επιτρέψει να χρησιμοποιήσει την ψηφιακή τεχνολογία και τις μηχανές που επιστρατεύει κατά τρόπο ώστε το αποτέλεσμα των εργασιών του να πλησιάσει όσο το δυνατό περισσότερο με τα φυσικά δόντια και τους μαλακούς ιστούς. Άλλωστε, ακριβώς την απώλεια αυτών των στοιχείων καλείται να αναπληρώσει και την φυσική τους όψη καλείται να αποδώσει.

# Βιβλιογραφία

## I. Ξενόγλωσση Βιβλιογραφία

Abduo J, Lyons K, Bennamoun M (2014) *Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. Int J Dent*, doi: 10.1155/2014/783948.

Abduo J, Lyons K, Bennani V et al. (2011) *Fit of screw-retained fixed implant frameworks fabricated by different methods: a systematic review. Int J Prosthodont* 24 (3), pp.207–220.

Abduo J, Lyons K (2012) *Effect of vertical misfit on strain within screw-retained implant titanium and zirconia frameworks. J Prosthodont Res* 56, pp.102-9.

Abduo J, Bennani V, Waddell N et al. (2010) *Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. Int J Oral Maxillofac Implants* 25, pp.506-15.

Abduo J, Lyons K, Swain M (2010) *Fit of zirconia fixed partial denture: a systematic review. J Oral Rehabil* 37, pp. 866-76.

Abduo J, Lyons K (2015) *Effect of vertical misfit on strain within screw-retained implant titanium and zirconia frameworks. J Prosthodont Res* 56, pp. 102-9.

Abduo J, Lyons K, Waddell N et al. (2012) *A comparison of fit of CNC-milled titanium and zirconia frameworks to implants. Clin Implant Dent Relat Res* 14(suppl 1), pp. 20-9.

Abduo J, Lyons K, Swain M (2010) *Fit of zirconia fixed partial denture: a systematic review. J Oral Rehabil* 37, pp. 866-76.

Aguilar ML, Elias A, Vizcarrondo CE et al. (2010) *Analysis of three-dimensional distortion of two impression materials in the transfer of dental implants. J Prosthet Dent.* 103(4), pp. 202– 9.

Agustín-Panadero R, Peñarrocha-Oltra D, Gomar-Vercher S et al. (2015) *Implant-supported overdenture manufactured using CAD/CAM techniques to achieve horizontal path insertion between the primary and secondary structure: a clinical case report. J Adv Prosthodont.* 7(3), pp. 264–70.

Akalin ZF, Ozkan YK, Ekerim A (2013) *Effects of implant angulation, impression material, and variation in arch curvature width on implant transfer model accuracy. Int J Oral Maxillofac Implants.* 28(1), pp. 149–57.

Akca K, Iplikcioglu H (2002) *Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. Journal of Oral Rehab.* 27, pp. 15-21.

Alageel O, Abdallah MN, Alsheghri A et al. (2017) *Removable partial denture alloys processed by laser-sintering technique. J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 106(3), pp.1174-1185.

Alageel O, Wazirian B, Almuflleh B et al. (2019) *Fabrication of Dental Restorations Using Digital Technologies: Techniques and Materials. In F. Tamimi, H.Hirayama (eds.) Digital Restorative Dentistry A Guide to Materials, Equipment, and Clinical Procedures, Springer.* pp. 55-86.

Alghazzawi TF (2016) *Advancements in CAD/CAM technology: options for practical implementation. J Prosthodont Res.* 60(2), pp. 72–84.

Al-Fadda SA, Zarb GA, Finer Y (2007) *A comparison of the accuracy of fit of 2 methods for fabricating implant-prosthodontic frameworks. Int J Prosthodont* 20, pp. 125-31.

Al-Rasheed F, AlWazzan K (2022) *The effect of framework fabrication technique on the fit accuracy of full arch screw retained implant supported prostheses. Saudi Dental Journal.* 34, pp. 288-297.

Almasri R, Drago CJ, Siegel SC et al. (2011) *Volumetric misfit in CAD/CAM and cast implant frameworks: a university laboratory study. J Prosthodont* 20, pp. 267-74.

Andreev A, Kosenko M, Petrovskiy V (2015) *The use of laser milling for prototyping of dental structures. Bull Lebedev Phys Inst.* 42(9), pp. 255–9.

Aslanidou K, Kau CH, Vlachos C et al. (2017) *The fabrication of a customized occlusal splint based on the merging of dynamic jaw tracking records, cone beam computed tomography and CAD-CAM digital impression. J Orthod Sci.* 6(3), pp. 104–9.

Azari A, Nikzad S (2009) *The evolution of rapid prototyping in dentistry: a review. Rapid Prototyp J.* 15(3), pp. 216–25.

Barazanchi A, Li KC, Al-Amleh B et al. (2017) *Additive technology: update on current materials and applications in dentistry. J Prosthodont* 26(2), pp. 156–63.

Benedetti M, Torresani E, Leoni M et al. (2017) *The effect of post-sintering treatments on the fatigue and biological behavior of Ti-6Al-4V ELI parts made by selective laser melting. J Mech Behav Biomed Mater* 71, pp. 295–306.

Beuer F Schweiger J, Edelhoff D (2008) *Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. J Prosthet Dent* 99(9), pp. 505–11.

Braian M, Jönsson D, Kevci M et al. (2018) *Geometrical accuracy of metallic objects produced with additive or subtractive manufacturing: a comparative in vitro study. Dent Mater*. 34(7), pp. 978–93.

Branemark PI (1983) *Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent*. 50, pp. 399-410.

Branemark PI (1977) *Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. Scand. J. Plast. Reconstr. Surg. Suppl.* 16, pp. 1–132.

Burns J, Palmer R, Howe L et al. (2003) *Accuracy of open tray implant impressions: an in vitro comparison of stock versus custom trays. J Prosthet Dent*. 89(3), pp. 250–5.

Byrne D, Houston F, Cleary R et al. (1998) *The fit of cast and premachined implant abutments. J Prosthet Dent*. 80, pp. 184-92.

Chang TL, Maruyama C, White SN et al. (2005) *Dimensional accuracy analysis of implant framework castings from 2 casting systems. Int J Oral Maxillofac Implants* 20, pp. 720-5.

Cho GC, Chee WW (2004) *Distortion of disposable plastic stock trays when used with putty vinyl polysiloxane impression materials. J Prosthet Dent*. 92(4), pp. 354–8.

Chochlidakis KM, Papaspyridakos P, Geminiani A et al. (2015) *Digital versus conventional impressions for fixed prosthodontics: a systematic review and meta-analysis. J Prosthet Dent*. 116, pp. 184-90.



Coachman C, Calamita MA, Coachman FG et al. (2017) *Facially generated and cephalometric guided 3D digital design for complete mouth implant rehabilitation: a clinical report. J Prosthet Dent.* 117(5), pp. 577–86.

Davidowitz G, Kotick PG (2011) *The use of CAD/CAM in dentistry. Dent Clin N Am.* 55(3), pp. 559–70.

Dawood A, Marti Marti B, Sauret-Jackson V et al. (2015) *3D printing in dentistry. Br Dent J.* 219(11), pp. 521.

De França DG, Morais MH, das Neves FD et al. (2015) *Influence of CAD/CAM on the fit accuracy of implant-supported zirconia and cobalt-chromium fixed dental prostheses. J Prosthet Dent.* 113(1), pp. 22-28.

De Torres EM, Seabra Barbosa GA, Bernardes SR et al. (2011) *Correlation between vertical misfits and stresses transmitted to implants from metal frameworks. J Biomech* 44, pp. 1735-9.

Dehurtevent M, Robberecht L, Hornez JC et al. (2017) *Stereolithography: a new method for processing dental ceramics by additive computer-aided manufacturing. Dent Mater.* 33(5), pp. 477–85.

Deng KH, Wang Y, Chen H et al. (2017) *Quantitative evaluation of printing accuracy and tissue surface adaptation of mandibular complete denture polylactic acid pattern fabricated by fused deposition modeling technology. Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 52(6), pp. 342–5.

Drago C, Saldarriaga RL, Domagala D et al. (2010) *Volumetric determination of the amount of misfit in CAD/CAM and cast implant frameworks: a multicenter laboratory study. Int J Oral Maxillofac Implants* 25, pp. 920-9.

Drago C, Howell K (2012) *Concepts for designing and fabricating metal implant frameworks for hybrid implant prostheses. J Prosthodont* 21, pp. 413-24.

Dzhendov D, Dikova T (2016) *Application of selective laser melting in manufacturing of fixed dental prostheses. Journal of IMAB* 22(4), pp.1414–7.

Edelhoff D, Schweiger J, Prandtner O et al. (2017) *CAD/CAM splints for the functional and esthetic evaluation of newly defined occlusal dimensions. Quintessence Int.* 48(3), pp. 181–91.

Fernandez M, Delgado L, Molmeneu M et al. (2014) *Analysis of the misfit of dental implant-supported prostheses made with three manufacturing processes. J Prosthet Dent.* 111, pp. 116-23.

Flügge TV, Att W, Metzger MC et al. (2016) *Precision of dental implant digitization using intraoral scanners. Int J Prosthodont.* 29(3), pp.277–83.

Fukazawa S, Odaira C, Kondo H (2017) *Investigation of accuracy and reproducibility of abutment position by intraoral scanners. J Prosthodont Res.* 61(4), pp. 450–9.

Galhano GA, Pellizzer EP, Mazaro JV (2012) *Optical impression systems for CAD/CAM restorations. J Craniofac Surg.* 23(6), pp. 575–9.

Ghodsi S, Pirmoazen S, Beyabanaki E et al. (2018) *The Effect of Milling Metal Versus Milling Wax on Implant Framework Retention and Adaptation. J. Prosthodont.* pp. 1–5.

Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F et al. (2015) *Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants considering operator experience, implant angulation, and depth. Clin Implant Dent Relat Res.* 17(1), pp.54–64.

Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F et al. (2015) *Accuracy of a digital impression system based on active triangulation technology with blue light for implants: effect o clinically relevant parameters. Implant Dent.* 24(5), pp. 498–504.

Giménez B, Pradíes G, Martínez-Rus F et al. (2015) *Accuracy of two digital implant impression systems based on confocal microscopy with variations in customized software and clinical parameters. Int J Oral Maxillofac Implants.* 30(1), pp. 56–64.

González de Villaumbrosia P, Martínez-Rus F, García-Orejas A et al. (2016) *In vitro comparison of the accuracy (trueness and precision) of six extraoral dental scanners with different scanning technologies. J Prosthet Dent.* 116(4), pp. 543–50.

Gross MD (2008) *Occlusion in implant dentistry. A review of the literature of prosthetic determinants and current concepts. Australian Dental Journal* 53, pp 60–68.

Güth JF, Keul C, Stimmelmayer M et al. (2013) Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clin Oral Investig.* 17(4), pp.1201-8.

Hollander DA, von Walter M, Wirtz T et al. (2006) Structural, mechanical and in vitro characterization of individually structured Ti-6Al-4V produced by direct laser forming. *Biomaterials.* 27(7), pp. 955-63.

Jemt T, Hjalmarsson L (2012) In vitro measurements of precision of fit of implant-supported frameworks: a comparison between “virtual” and “physical” assessments of fit using two different techniques of measurements. *Clin Implant Dent Relat Res.* 14(suppl 1), pp. 175-82.

Karl M et al. (2004) In vitro study on passive fit in implant-supported 5-unit fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 19(1), pp. 30-7.

Karl M, Graef F, Schubinski P et al. (2012) Effect of intraoral scanning on the passivity of fit of implant-supported fixed dental prostheses. *Quintessence Int.* 43(7), pp. 555-62.

Karl M, Taylor TD (2011) Effect of material selection on the passivity of fit of implant-supported restorations created with computer-aided design/computer-assisted manufacture. *Int J Oral Maxillofac Implants* 26, pp. 739-45.

Karl M, Rösch S, Graef F et al. (2005) Strain situation after fixation of three-unit ceramic veneered implant superstructures. *Implant Dent* 14, pp.157-65.

Kanazawa M, Iwaki M, Minakuchi S et al. (2014) Fabrication of titanium alloy frameworks for complete dentures by selective laser melting. *J Prosthet Dent.* 112(6), pp. 1441-7.

Kassapidou M, Franke Stenport V, Hjalmarsson L et al. (2017) Cobalt-chromium alloys in fixed prosthodontics in Sweden. *Acta Biomater Odontol Scand.* 3(1), pp. 53-62.

Katsoulis J, Mericske-Stern R, Rotkina L et al. (2014) Precision of fit of implant-supported screw-retained 10-unit computer-aided designed and computer-aided-manufactured frameworks made from zirconium dioxide and titanium: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 25, pp.165-74.

Kelvin Khng KY, Ettinger RL, Armstrong SR, et al. (2016) In vitro evaluation of the marginal integrity of CAD/CAM interim crowns. *J Prosthet Dent.* 115(5), pp. 617-23.

Kim Y, Oh TJ, Misch CE et al. (2015) Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin. Oral Implant Res* 16, pp. 26-35.

Konieczny B, Szczesio-Wlodarczyk A, Sokolowski J et al. (2020) Challenges of Co-Cr Alloy Additive Manufacturing Methods in Dentistry-The Current State of Knowledge (Systematic Review). *Materials (Basel)* 13 (16), doi: 10.3390/ma13163524.

Koutsoukis T, Konieczny B, Szczesio-Wlodarczyk A et al. (2015) *Selective laser melting technique of Co-Cr dental alloys: a review of structure and properties and comparative analysis with other available techniques. J Prosthodont.* 24(4), pp. 303–12.

Kunii J, Hotta Y, Tamaki Y et al. (2007) *Effect of sintering on the marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia frameworks. Dent Mater* 26, pp. 820-6.

Laverty DP, Thomas MBM, Clark P et al. (2016) *The use of 3D metal printing (direct metal laser sintering) in removable prosthodontics. Dent Update.* 43(9), pp. 826-8, 831–2, 834–5.

Lauren M, McIntyre F (2013) *4D Clinical imaging for dynamic CAD. Int J Dent.*, doi: 10.1155/2013/690265.

Lauren M (2014) *A new 4-dimensional imaging system for jaw tracking. Int J Comput Dent.* 17(1), pp. 75–82.

Lebon N, Tapie L, Vennat E et al. (2015) *Influence of CAD/CAM tool and material on tool wear and roughness of dental prostheses after milling. J Prosthet Dent.* 114(2), pp. 236–47.

Lee H, Ercoli C, Funkenbusch PD et al. (2008) *Effect of subgingival depth of implant placement on the dimensional accuracy of the implant impression: an in vitro study. J Prosthet Dent.* 99(2), pp.107-13.

Lee H, So JS, Hochstedler JL et al. (2008) *The accuracy of implant impressions: a systematic review. J Prosthet Dent.*, doi. org/10. 1016/S0022-3913(08)60208-5.

Lin WS, Harris BT, Phasuk K et al. (2018) *Integrating a facial scan, virtual smile design, and 3D virtual patient for treatment with CAD-CAM ceramic veneers: a clinical report. J Prosthet Dent.* 119(2), pp. 200–5.

Liu Q, Leu MC, Schmitt SM (2006) *Rapid prototyping in dentistry: technology and application*. *Int J Adv Manuf Technol*. 29(3-4), pp. 317–35.

Marcela J, Gomes DL (2019) *CAD/CAM vs Conventional Technique for Fabrication of Implant-Supported Frameworks: A Systematic Review and Meta-Analysis of In Vitro Studies*. *Int. J. Prosthodont*. 32(2), pp.182–192.

Marghalani A, Weber HP, Finkelman M et al. (2018) *Digital versus conventional implant impressions for partially edentulous arches: An evaluation of accuracy*. *J Prosthet Dent*. 119(4), pp.574-579.

Martínez-Rus F, Ferreiroa A, Özcan M et al. (2012) *Fracture resistance of crowns cemented on titanium and zirconia implant abutments: a comparison of monolithic versus manually veneered all-ceramic systems*. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 27(6), pp. 1448–55.

Mazzoli A (2013) *Selective laser sintering in biomedical engineering*. *Med Biol Eng Comput*. 51(3), pp. 245–56.

McLaren EA, Garber DA, Figueira J (2013) *The Photoshop Smile Design technique (Part I: Digital dental photography)*. *Compend Contin Educ Dent*. 34(10), pp. 772, 774, 776.

Mengucci P, Gatto A, Bassoli E et al. (2017) *Effects of build orientation and element partitioning on microstructure and mechanical properties of biomedical Ti-6Al-4V alloy produced by laser sintering*. *J Mech Behav Biomed Mater*. 71, pp. 1–9.

Misch EC (2005) *Dental Implant Prosthetics*. Elsevier Mosby, pp. 18-30, 478-513, 574-599.

Miyazaki T, Hotta Y (2011) *CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations*. *Aust Dent J*. 56 (Suppl 1), pp. 97–106.

Monaco C, Evangelisti E, Scotti R et al. (2015) *A fully digital approach to replicate peri-implant soft tissue contours and emergence profile in the esthetic zone*. *Clin Oral Implants Res* 27, pp. 1511-4.

Mörmann WH, Brandestini M, Lutz F (1987) *The Cerec system: computer-assisted preparation of direct ceramic inlays in 1 setting*. *Quintessenz* 38(3), pp. 457–470.

Niinomi M (2008) *Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications. J Mech Behav Biomed Mater.* 1, pp. 30-42.

Nouh H (2019) *Digital Implant Prosthodontics. In: Tamimi F, Hirayama H (eds.), Digital Restorative Dentistry: A Guide to Materials, Equipment, and Clinical Procedures: Springer,* pp. 207-227.

Ortorp A, Jönsson D, Mouhsen A, et al. (2011) *The fit of cobaltchromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: a comparative in vitro study. Dent Mater* 27, pp. 356-63.

Osman RB, Alharbi N, Wismeijer D (2017) *Build angle: does it influence the accuracy of 3D-printed dental restorations using digital light-processing technology? Int J Prosthodont.* 30(2), pp. 182–8.

Paniz G, Stellini E, Meneghello R et al. (2013) *The Precision of Fit of Cast and Milled Full-Arch Implant-Supported Restorations. Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 28(3), pp.687–693.

Papadiochou S, Pissiotis AL (2017) *Marginal adaptation and CAD/CAM technology : A systematic review of restorative material and fabrication techniques. J Prosthet Dent.* 119 (4), pp. 545–551.

Papaspyridakos P, Mokti M, Chen CJ et al. (2014) *Implant and prosthodontic survival rates with implant fixed complete dental prostheses in the edentulous mandible after at least 5 years: a systematic review. Clin Implant Dent. Relat. Res.* 16 (5), pp. 705–717.

Papaspyridakos P, Chen YW, Gonzalez-Gusmao I et al. (2019) *Complete digital workflow in prosthesis prototype fabrication for complete-arch implant rehabilitation: A technique. J Prosthet Dent.* 122(3), pp. 189-192.

Papaspyridakos P, Rajput N, Kudara Y et al. (2017) *Digital workflow for fixed implant rehabilitation of an extremely atrophic edentulous mandible in three appointments. J Esthet Restor Dent.* 29, pp. 178-88.

Patel N (2014) *Contemporary dental CAD/CAM: modern chairside/lab applications and the future of computerized dentistry. Compend Contin Educ Dent.* 35(10), pp. 739–46.

- Probst FA, Mehl A (2008) *CAD reconstruction using contralateral mirrored anterior teeth: a 3-dimensional metric and visual evaluation. Int J Prosthodont.* 21(6), pp. 521–3.
- Quass S, Rudolph H, Luthardt RG (2007) *Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations. J Dent.* 35(12), pp. 903–8.
- Ramiro GP, Hassan B, Navarro AF et al (2019) *Digitalization in Restorative Dentistry. In F. Tamimi, H. Hirayama (eds.). Digital Restorative Dentistry A Guide to Materials, Equipment, and Clinical Procedures, Springer.* pp. 7-36.
- Ramiro GP, Coronel CA, Navarro AF et al. (2019) *Computer-Aided Design in Restorative Dentistry, in F. Tamimi, H. Hirayama (eds.). Digital Restorative Dentistry, Springer Nature Switzerland AG,* pp. 41-54.
- Revilla-León M, Özcan M. (2019) *Additive manufacturing technologies used for processing polymers: current status and potential application in prosthetic dentistry. J Prosthodont.* 28(2), pp. 146–58.
- Revilla Leon M, Klemm IM, García-Arranz J et al. (2017) *3D metal printing – additive manufacturing technologies for frameworks of implant-borne fixed dental prosthesis. Eur J Prosthodont Restor Dent.* 25(3), pp. 143–7.
- Revilla-Leon M, Sánchez-Rubio JL, Pérez-López J et al. (2020) *Discrepancy at the implant abutment prosthesis interface of complete-arch cobalt-chromium implant frameworks fabricated by additive and subtractive technologies before and after ceramic veneering. J. Prosthet. Dent.* pp.1–9.
- Revilla-Leon M, Meyer M J, Özcan M (2019) *Metal additive manufacturing technologies: literature review of current status and prosthodontic applications. Int. J Comput. Dent.* 22(1), pp. 55–67.
- Richter J, Mehl A (2006) *Evaluation for the fully automatic inlay reconstruction by means of the biogeneric tooth model. Int J Comput Dent.* 9(2), pp. 101–11.
- Saintrain MV, de Souza EH. (2012) *Impact of tooth loss on the quality of life. Gerodontology.* 29(2), pp. 632–636.

Sames WJ, List FA, Pannala S et al. (2016) *The metallurgy and processing science of metal additive manufacturing. Int Mater Rev.* 61(5), pp. 315–60.

Sancho-Puchades M, Fehmer V, Hämmerle C et al. (2015) *Advanced smile diagnostics using CAD/CAM mock-ups. Int J Esthet Dent.* 10(3), pp. 374–91.

Santos FR, Kamarowski SF, Lopez CAV et al. (2017) *The use of the digital smile design concept as an auxiliary tool in periodontal plastic surgery. Dent Res J (Isfahan)* 14(2), pp. 158–61.

Schubert C, van Langeveld MC, Donoso LA (2014) *Innovations in 3D printing: a 3D overview from optics to organs. Br J Ophthalmol.* 98(2), pp. 159–61.

Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G (2005) *The Influence of Various Occlusal Materials on Stresses Transferred to Implant-Supported Protheses and Supporting Bone: A Three-Dimensional Finite-Element Study. J Biomed Mater Res* 73B, pp.140–147.

Shaheen E, Sun Y, Jacobs R et al. (2017) *Three-dimensional printed final occlusal splint for orthognathic surgery: design and validation. Int J Oral Maxillofac Surg.* 46(1), pp. 67–71.

Shellabear M, Nyrhilä O (2004) *DMLS-development history and state of the art. Laser assisted netshape engineering 4, Proceedings of the 4th LANE,* pp. 21–24.

Shah K., Lee D (2020) *Fabricating a screw-retained, complete arch, fixed implant prosthesis using selective metal laser sintering: A clinical report. J Prosthet Dent.* 123(3), pp. 373-377.

Shetty S (2015) *Virtual articulators and virtual facebow transfers: digital prosthodontics. J Indian Prosthodont Soc.* 15(4), pp. 291.

Sorrentino R, Gherlone EF, Calesini G et al. (2010) *Effect of implant angulation, connection length, and impression material on the dimensional accuracy of implant impressions: an in vitro comparative study. Clin Implant Dent Relat Res.* pp. 63-76.

Srivastava A, Bidra A (2020) *Milled cobalt-chromium metal framework with veneered porcelain for a complete-arch fixed implant-supported prosthesis: A clinical report. J Prosthet Dent.* 123(3), pp. 367-372.



Stansbury JW, Idacavage MJ (2016) *3D printing with polymers: challenges among expanding options and opportunities. Dent Mater* 32(1), pp. 54–64.

Steinmassl O, Offermanns V, Stöckl W et al. (2018) *In Vitro Analysis of the Fracture Resistance of CAD/CAM Denture Base Resins. Materials*, 11(3), pp. 401.

Stimmelmayer M, Güth JF, Erdelt K et al. (2012) *Digital evaluation of the reproducibility of implant scanbody fit in vitro study. Clin Oral Investig* 16, pp. 851–6.

Strub JR, Rekow ED, Witkowski S (2006) *Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. J Am Dent Assoc.* 137(9), pp. 1289–96.

Svanborg P, Eliasson A, Stenport V (2018) *Additively Manufactured Titanium and Cobalt-Chromium Implant Frameworks: Fit and Effect of Ceramic Veneering. Int J Oral Maxillofac Implants* 33(3), pp. 590–596.

Svanborg P, Stenport V, Eliasson A (2015) *Fit of cobalt–chromium implant frameworks before and after ceramic veneering in comparison with CNC-milled titanium frameworks. Clin. Exp. Dent. Res.* 1(2), pp. 49–56.

Takaichi A, Suyalatu, Nakamoto T et al. (2013) *Microstructures and mechanical properties of Co–29Cr–6Mo alloy fabricated by selective laser melting process for dental applications. J Mech Behav Biomed Mater.* 21, pp. 67–76.

Tamimi F, (2019) Introduction. In: Tamimi F, Hirayama H (eds). *Digital Restorative Dentistry: A Guide to Materials, Equipment, and Clinical Procedures*, Springer, pp 1–3.

Totu EE, Nechifor AC, Nechifor G et al. (2017) *Poly(methyl methacrylate) with TiO<sub>2</sub> nanoparticles inclusion for stereolithographic complete denture manufacturing - the future in dental care for elderly edentulous patients? J Dent* 59, pp. 68–77.

Touri M, Kabirian F, Saadati M et al. (2019) *Additive manufacturing of biomaterials– the evolution of rapid prototyping. Adv Eng Mater.* 21(2):1800511.

Van der Meer WJ, Andriessen FS, Wismeijer D et al. (2012) *Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology. PLoS One.* 7(8), e43312.

- Van Noort R (2012) *The future of dental devices is digital. Dent Mater.* 28(1), pp.3–12.
- Venkatesh KV, Nandini VV (2013) *Direct metal laser sintering: a digitised metal casting technology. J Ind Prosthodont Soc.* 13(4), pp. 389–92.
- Ventola CL (2014) *Medical applications for 3D printing: current and projected uses. Pharm Ther.* 39(10), pp. 704.
- Vlaar ST, Van der Zel JM. (2006) *Accuracy of dental digitizers. Int Dent J.* 56(5), pp. 301–9.
- Vojdani M, Torabi K, Atashkar B et al. (2016) *A Comparison of the Marginal and Internal Fit of Cobalt- Chromium Copings Fabricated by Two Different CAD / CAM Systems (CAD / Milling, CAD / Ceramill Sintron). J Dent Shiraz Univ Med Sci.* 17 (4), pp. 301–308.
- Wang XC, Laoui T, Bonse J et al. (2002) *Direct selective laser sintering of hard metal powders: experimental study and simulation. Int J Adv Manuf Technol.* 19(5), pp. 351–7.
- Watanabe F, Uno I, Hata Y et al. (2000) *Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. Int J Oral Maxillofac Implants* 15, pp. 209-18.
- Weller C, Kleer R, Piller FT (2015) *Economic implications of 3D printing: market structure models in light of additive manufacturing revisited. Int J Prod Econ.* 164 (Suppl 3), pp. 43–56.
- Wesemann C, Muallah J, Mah J et al. (2017) *Accuracy and efficiency of full-arch digitalization and 3D printing: a comparison between desktop model scanners, an intraoral scanner, a CBCT model scan, and stereolithographic 3D printing. Quintessence Int.* 48(1), pp. 41–50.
- Wassell R, Naru A, Steele J et al. (2008) *Applied Occlusion.* Quintessence Publishing Co. Ltd. London pp. 1-6, 19-30, 49-58.
- Yamamoto E, Marotti J, de Campos TT et al. (2010) *Accuracy of four transfer impression techniques for dental implants: a scanning electron microscopic analysis. Int J Oral Maxillofac Implants* 25, pp.1115-24.
- Zaghloul HH, Younis JF (2013) *Marginal fit of implant-supported all-ceramic zirconia frameworks. J Oral Implantol* 39(4), pp. 417-24.

Zimmermann M, Mehl A (2015) *Virtual smile design systems: a current review. Int J Comput Dent.* 18(4), pp. 303–17.

### **Ελληνική Βιβλιογραφία**

Ανδριτσάκης Π.Δ. (2008) *Ακίνητη Επανορθωτική Οδοντιατρική*. Οδοντιατρικές Εκδόσεις Σπ. Ζαχαρόπουλος, σελ. 1-25, 55-59, 63-78, 78-82, 357-388

Γιαννικάκης, Σ., Καρκαζής, Η. (2018) Προσθετική σε εμφυτεύματα: Εργαστηριακή τεχνική. Ηλεκτρονικό βιβλίο e-class, σελ. 204-246, 307-335.

Νικόπουλος (2024), ίδια φωτογράφιση.