



**ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ  
ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ**  
UNIVERSITY OF WEST ATTICA

**ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ & ΠΡΟΝΟΙΑΣ**

**ΤΜΗΜΑ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ**

**ΤΟΜΕΑΣ ΟΔΟΝΤΙΚΗΣ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ**

**ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ**

**«ΣΥΓΧΡΟΝΗ ΠΡΟΣΘΕΤΙΚΗ ΟΔΟΝΤΙΚΗΣ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ»**

**ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ**

**ΤΙΤΛΟΣ**

**ΣΥΓΧΡΟΝΕΣ ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΩΝ ΚΡΑΜΑΤΩΝ ΓΙΑ ΤΗΝ**

**ΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΠΡΟΣΘΕΤΙΚΩΝ ΕΡΓΑΣΙΩΝ**

**ΟΝΟΜΑΤΕΠΩΝΥΜΟ ΦΟΙΤΗΤΗ: ΓΕΩΡΓΟΥΛΗΣ ΜΑΡΙΟΣ**

**ΑΜ: 21003**

**ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ: ΒΕΡΓΟΣ ΒΑΣΙΛΕΙΟΣ**

**ΕΠΙΚΟΥΡΟΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ**

**ΑΘΗΝΑ 2024**



**ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ  
ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ**  
UNIVERSITY OF WEST ATTICA

**FACULTY OF HEALTH AND CARE SCIENCES**

**DEPARTMENT OF BIOMEDICAL SCIENCES**

**DIVISION OF DENTAL TECHNOLOGY**

**POST GRADUATE PROGRAM**

**«ADVANCED PROSTHETICS IN DENTAL TECHNOLOGY»**

**MASTER'S THESIS**

**MODERN MANUFACTURING TECHNIQUES OF DENTAL ALLOYS FOR  
DENTAL PROSTHETIC RESTORATIONS**

**CANDIDATE NAME: GEORGOULIS MARIOS**

**Candidate Number: 21003**

**SUPERVISOR: VERGOS VASILIOS**

**ASSISTANT PROFESSOR**

**ATHENS 2024**

Σήμερα 20 /04/2024 έγινε παρουσίαση της Μεταπτυχιακής Διπλωματικής Εργασίας του μεταπτυχιακού φοιτητή ...Γεωργούλη Μάριου..... με ΑΜ ...21003.. ενώπιον της κάτωθι εξεταστικής επιτροπής

| <b>ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ</b>              | <b>ΒΑΘΜΟΣ (Ολογράφως)</b> | <b>ΥΠΟΓΡΑΦΗ</b> |
|---|---------------------------|-----------------|
| ΒΕΡΓΟΣ ΒΑΣΙΛΕΙΟΣ<br>ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ |                           |                 |
| ΓΙΑΝΝΙΚΑΚΗΣ ΣΤΑΥΡΟΣ<br>ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ        |                           |                 |
| ΠΡΟΜΠΟΝΑΣ ΑΝΤΩΝΙΟΣ<br>ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ         |                           |                 |
| ΣΥΝΟΛΙΚΗ ΒΑΘΜΟΛΟΓΙΑ                     |                           |                 |

## ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗΣ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Ο/η κάτωθι υπογεγραμμένος Γεωργούλης Μάριος  
..... του Αλέξανδρου....., με αριθμό  
μητρώου 21003 φοιτητής/τρια του Προγράμματος Μεταπτυχιακών Σπουδών  
..... του Τμήματος...Βιοϊατρικών  
Επιστημών.....της Σχολής Επαγγελματιών Υγείας  
Πρόνοιας.....του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, δηλώνω ότι:

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

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

Επιθυμώ την απαγόρευση πρόσβασης στο πλήρες κείμενο της εργασίας μου μέχρι..... και έπειτα από αίτηση μου στη Βιβλιοθήκη και έγκριση του επιβλέποντα καθηγητή.

Ο Δηλών

**Γεωργούλης Μάριος**



## ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

|  |         |
|--|---------|
| ΠΕΡΙΛΗΨΗ.....  | Σελ. 7  |
| SUMMARY.....   | Σελ. 8  |
| ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....  | Σελ. 9  |
| ΙΣΤΟΡΙΚΗ ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ.....                                     | Σελ. 12 |
| A. ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ.....   | Σελ. 31 |
| A.1 ΑΦΑΙΡΕΤΙΚΗ ΜΕΘΟΔΟΣ.....                                  | Σελ. 34 |
| A.1.1 ΚΟΠΤΙΚΗ ΜΟΝΑΔΑ CNC.....                                | Σελ. 36 |
| A.1.1.1 ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΕΞΑΡΤΗΜΑΤΩΝ.....                           | Σελ. 38 |
| A.1.1.2 ΣΚΛΗΡΗ ΚΟΠΗ.....                                     | Σελ. 43 |
| A.1.1.3 ΜΑΛΑΚΗ ΚΟΠΗ.....                                     | Σελ. 43 |
| A.1.2 ΥΛΙΚΑ ΠΟΥ ΧΡΗΣΙΜΟΠΟΙΟΥΝΤΑΙ ΣΤΗΝ ΑΦΑΙΡΕΤΙΚΗ ΜΕΘΟΔΟ..... | Σελ. 45 |
| A.1.3 ΑΦΑΙΡΕΣΗ ΜΕ ΛΕΙΖΕΡ .....                               | Σελ. 47 |
| A.2 : ΠΡΟΣΘΕΤΙΚΗ ΜΕΘΟΔΟΣ .....                               | Σελ. 49 |
| A.2.1 ΤΥΠΟΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΤΡΙΣΔΙΑΣΤΑΤΗΣ ΕΚΤΥΠΩΣΗΣ.....         | Σελ. 49 |
| A.2.2 Άμεση τήξη μετάλλου με λέιζερ.....                     | Σελ. 51 |
| A.2.3 Επιλεκτική πυροσυσσωμάτωση με λέιζερ.....              | Σελ. 52 |
| A.2.4 Επιλεκτική τήξη με λέιζερ.....                         | Σελ. 52 |
| A.2.5 Τήξη δέσμης ηλεκτρονίων.....                           | Σελ. 62 |
| A.2.6 Τεχνολογία σύνδεσης με ψεκασμό.....                    | Σελ. 65 |

|   |                |
|---|----------------|
| A.2.7 Στερεολιθογραφία.....   | Σελ.66         |
| A.2.8 Ψηφιακή προβολή φωτός.....                                    | Σελ.67         |
| A.2.9 Εκτόξευση υλικού.....   | Σελ.68         |
| <b>B. ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ.....</b>   | <b>Σελ.70</b>  |
| B.1 ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΚΑΙ ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΘΕΡΑΠΕΙΑΣ .....            | Σελ.72         |
| B.1.1 ΕΚΤΕΛΕΣΗ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ Η ΚΑΤΑΣΚΕΥΗΣ.....                       | Σελ.73         |
| B.2 ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΑΚΗ ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΤΩΝ ΤΕΧΝΙΚΩΝ ΑΦΑΙΡΕΣΗΣ ΚΑΙ ΠΡΟΣΘΕΣΗΣ..... | Σελ.73         |
| B.2.1 ΑΦΑΙΡΕΤΙΚΗ ΜΕΘΟΔΟΣ ΜΕ ΤΗΝ ΧΡΗΣΗ ΜΟΝΑΔΑΣ CNC.                  |                |
| ΨΗΦΙΑΚΗ ΡΟΗ ΕΡΓΑΣΙΑΣ.....   | Σελ.74         |
| B.2.2 ΠΡΟΣΘΕΤΙΚΗ ΜΕΘΟΔΟΣ /ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΠΡΟΣΘΗΚΗΣ SLM/SLS .....          | Σελ.91         |
| <b>Γ. ΣΥΖΗΤΗΣΗ .....</b>  | <b>Σελ.111</b> |
| <b>Δ. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....</b>   | <b>Σελ.127</b> |
| <b>ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....</b>  | <b>Σελ.128</b> |

## ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η Ψηφιακή Τεχνολογία έχει αναπτυχθεί ιδιαίτερα τα τελευταία χρόνια στην Οδοντιατρική και Οδοντική Τεχνολογία. Πολλές κατηγορίες προσθετικών αποκαταστάσεων κατασκευάζονται με ψηφιακά πρωτόκολλα. Οι δυο βασικές ψηφιακές μέθοδοι μορφοποίησης υλικών, είναι η αφαιρετική (subtractive) και η προσθετική (additive). Η αφαιρετική μέθοδος περιλαμβάνει τεχνικές που αφορούν την σκληρή ή μαλακή κοπή με την χρήση ειδικών κοπτικών μηχανών χωρίς την χρήση θερμότητας (ξηρά κοπή). Υπάρχει μία πληθώρα υλικών που χρησιμοποιούνται σε αυτήν την μέθοδο, κυρίως μεταλλικά υλικά-κράματα και πολυμερή. Τα κράματα κοβαλτίου χρωμίου(Co-Cr) έχουν επικρατήσει γιατί διαθέτουν τις πλέον κατάλληλες ιδιότητες για χρήση με αυτήν την τεχνολογία. Η προσθετική μέθοδος περιλαμβάνει τεχνικές όπως είναι η στερεολιθογραφία,ψηφιακή προβολή φωτός,εκτόξευση υλικού,σύντηξη σκόνης σε στρώσεις,binder jetting και επιλεκτική τήξη με λέιζερ(SLM) καθώς και επιλεκτική πυροσυσσωμάτωση με λέιζερ(SLS). Και σε αυτήν την τεχνολογία χρησιμοποιούνται πολυμερή υλικά και κράματα Κοβαλτίου-Χρωμίου. Κυριότερη μέθοδος επεξεργασίας είναι η επιλεκτική τήξη με λέιζερ. Οι ψηφιακές μέθοδοι προσθήκης και αφαίρεσης παρουσιάζουν ιδιαίτερα εργαστηριακά στάδια και δεξιότητες που θα πρέπει ο Οδοντικός Τεχνολόγος να γνωρίζει προκειμένου να τις χρησιμοποιήσει. Η τεχνική SLM αποδίδει αποκαταστάσεις με καλύτερες φυσικομηχανικές ιδιότητες και οριακή εφαρμογή σε πολύπλοκες γεωμετρίες. Η τεχνική της ψυχρής κοπής αποδίδει επιεμφυτευματικές αποκαταστάσεις με καλύτερη παθητική εφαρμογή. Η αντίσταση στην διάβρωση των σύγχρονών αυτών τεχνικών είναι μεγαλύτερη από εκείνη της χύτευσης.

## SUMMARY

Dentistry and Dental technology, are two constantly evolving fields. Continuous progress leads to the development of new techniques for the fabrication of dental prostheses. Digital protocols are spreading. Basic digital methods of material forming are subtractive and additive techniques. The subtractive method uses milling machines to cut hard or soft materials. Metall alloys and polymers are the materials of choice. Cobalt chromium alloy is the usual alloy type with adequate mechanical properties. The additive method includes techniques such as stereolithography, digital photo projection, material spraying, powder bed fusion in layers, binder jetting, selective laser melting (SLM) and selective laser sintering (SLS). The main technology used is SLM and the main alloy is also Co-Cr. These digital methods present specific laboratory steps that dental technician must know properly in order to use them. The final product produced by these methods differs significantly in its physico-mechanical properties if CNC and SLM/SLS machines are not properly configured. The SLM technique yields restorations with better physical and mechanical properties and better marginal fit in complex geometries. Milling technique yields implant restorations with better passive fit. Corrosion resistance of these modern techniques is higher than that of casting technique.



## ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η Οδοντική Τεχνολογία είναι ένας κλάδος στενά συνδεδεμένος με τη Οδοντική Προσθετική από την αρχή της επιστημονικής της παρουσίας. Η εξέλιξη της Οδοντικής Τεχνολογίας ήταν ανάλογη. Τα τελευταία χρόνια η είσοδος της ψηφιακής τεχνολογίας οδήγησε σε σημαντική ανάπτυξη τόσο στον τομέα της Οδοντιατρικής καθώς και της Οδοντικής Τεχνολογίας. Νέες συσκευές και τεχνικές σε συνδυασμό με την εξέλιξη της τεχνολογίας των ηλεκτρονικών υπολογιστών δημιούργησαν μία εντελώς νέα κατεύθυνση του κλάδου, την Ψηφιακή Προσθετική και Οδοντική Τεχνολογία.

Αντικείμενο της Οδοντικής Τεχνολογίας είναι η κατασκευή προσθετικών αποκαταστάσεων με στόχο να αποκατασταθεί η φυσιολογική λειτουργία του Στοματογοναθικού Συστήματος. Η κατασκευή αυτών των αποκαταστάσεων επιτυγχάνεται με την διαδικασία της **μορφοποίησης**.

**Μορφοποίηση (shaping)** είναι η διαδικασία κατά την οποία ένα αντικείμενο από ένα υλικό διαμορφώνεται σε ένα άλλο σχήμα - αντικείμενο διαφορετικό από το αρχικό. Για να γίνει αυτό απαιτείται μία μορφή ενέργειας. Η διαδικασία της χύτευσης των κραμάτων αποτέλεσε από το 1907 μέχρι και σήμερα την βασικότερη τεχνική μορφοποίησης για την κατασκευή μεταλλικών προσθετικών αποκαταστάσεων. Χρησιμοποιήθηκε με επιτυχία για πολλά χρόνια στον τομέα της Οδοντικής Τεχνολογίας. Η ανάπτυξη της Ψηφιακής Τεχνολογίας σε συνδυασμό με την ανάγκη βελτιστοποίησης της παραγωγής, τη μείωση του κόστους, την εμφάνιση λιγότερο επεμβατικών τεχνικών οδήγησαν στην εμφάνιση νέων τεχνικών μορφοποίησης άμεσα συνδεδεμένων με τις τεχνολογίες αυτές. Υπάρχουν δύο βασικές μέθοδοι, η **αφαιρετική τεχνική(subtractive)** και η **προσθετική τεχνική (additive)**. Με την **αφαιρετική (subtractive)** μέθοδο απομακρύνεται υλικό με εκτροχισμό από την επιφάνεια ενός αρχικά κατασκευασμένου γεωμετρικού (δίσκος, κύλινδρος, κύβος) αντικειμένου και έτσι αυτό στην συνέχεια παίρνει σταδιακά την τελική του επιθυμητή μορφή(Umer et al. 2015). Με την μέθοδο της **προσθήκης (additive)**, γίνεται αλληλεπίθεση στρωμάτων του υλικού πάνω στην

επιφάνεια του αντικειμένου και έτσι αυτό σταδιακά παίρνει την μορφή που επιθυμεί ο οδοντικός τεχνολόγος. Επιπρόσθετα μπορεί να γίνει συνδυασμός των δύο μεθόδων.(Marta-León et al. 2017)

Οι τεχνικές αυτές εμφανίζουν μία σειρά από σημαντικά πλεονεκτήματα και έχουν αρχίσει να αντικαθιστούν την βασική τεχνική της χύτευσης. Περιγράφονται με τον όρο σχεδιασμός με βοήθεια υπολογιστή-κατασκευή με βοήθεια υπολογιστή (Computer aided design CAD–Computer aided machining CAM). CAD είναι η σχεδίαση ενός τρισδιάστατου αντικειμένου με την βοήθεια του υπολογιστή και κατάλληλων λογισμικών και CAM είναι η μηχανική επεξεργασία και κατασκευή ενός τρισδιάστατου αντικειμένου με την βοήθεια του υπολογιστή.(Att et al. 2014)

Οι νέες τεχνικές απαιτούν και υλικά που να πληρούν τις αναγκαίες προδιαγραφές για χρήση με αυτές τις τεχνικές. Αρκετά από αυτά είναι υλικά που ήδη υπήρχαν στην Οδοντιατρική. Τα υλικά που χρησιμοποιούνται συνήθως είναι:

1. Κράματα πολύτιμων μετάλλων
2. Κράματα Τιτανίου
3. Κράματα μη πολύτιμων μετάλλων: κράμα Κοβαλτίου-Χρωμίου(Co-Cr)
4. Κεραμικά (πορσελάνη αστρίου) και υαλοκεραμικά( Διπυριτικό λίθιο)
5. Πολυμερή (Πολυμεθακρυλικό Μεθύλιο PMMA)

Επιπρόσθετα νέα κεραμικά υλικά όπως είναι τα κεραμικά Ζιρκονίας, μπορούν να κατασκευαστούν μόνο με αυτές τις τεχνικές. Τα υλικά αυτά προκειμένου να χρησιμοποιηθούν με τις νέες τεχνολογίες, έχουν σχεδιαστεί - προσαρμοστεί ειδικά γι' αυτές.

Οι τεχνολογίες αυτές έχουν αρκετά πλεονεκτήματα. Μέσω αυτών βελτιώνεται η παραγωγικότητα και απλοποιείται η κατασκευή προσθετικών εργασιών. Μειώνεται το κόστος παραγωγής και ο χρόνος που απαιτείται για την κατασκευή μίας εργασίας, βελτιώνεται η επικοινωνία οδοντιάτρου-οδοντικού τεχνολόγου. Υπάρχουν όμως και μειονεκτήματα. Για την χρήση τους απαιτείται ειδικός εξοπλισμός που έχει ακόμα υψηλό κόστος. Επίσης χρειάζεται ο

Οδοντικός Τεχνολόγος να εξοικειωθεί με τις νέες τεχνολογίες οι οποίες παρουσιάζουν μία καμπύλη εκμάθησης αρκετά διαφορετική.

Τα κράματα που ικανοποιούν τις ιδιαίτερες απαιτήσεις αυτών των τεχνολογιών είναι τα κράματα Κοβαλτίου-Χρωμίου.(Gokuldoss et al. 2017 )

**Σκοπός της εργασίας αυτής είναι η μελέτη των σύγχρονων μεθόδων επεξεργασίας των οδοντιατρικών κραμάτων (μορφοποίηση με την μέθοδο της αφαιρετικής και προσθετικής τεχνικής). Θα αναλυθούν οι βασικές αρχές που διέπουν την ανάπτυξη και χρήση αυτών των τεχνολογιών, η εφαρμογή τους στην εργαστηριακή πρακτική και θα διατυπωθούν οι προϋποθέσεις και συνθήκες επιτυχούς διαχείρισης των σύγχρονων Οδοντιατρικών κραμάτων.**

Η εργασία αυτή χωρίζεται σε δύο μέρη, το Γενικό μέρος και το Ειδικό. Αρχικά θα παρουσιαστεί μία ιστορική αναδρομή των τεχνολογιών αυτών. Στο Γενικό μέρος θα γίνει παρουσίαση και ανάλυση των βασικών αρχών που διέπουν την λειτουργία αυτών των τεχνολογιών. Θα παρουσιασθούν όλες κατηγορίες των τεχνολογιών που εφαρμόζονται στην Οδοντική τεχνολογία και των απαραίτητων υλικών. Θα αναλυθούν τα πλεονεκτήματα και τα μειονεκτήματα τους.

Στο Ειδικό μέρος θα γίνει λεπτομερής περιγραφή της εργαστηριακής εφαρμογής όλων των σύγχρονων τεχνικών αφαίρεσης και προσθήκης για την κατασκευή επιτυχών προσθετικών εργασιών. Θα αναπτυχθούν τα διάφορα σημεία που χρήζουν βελτίωσης. Στην συνέχεια θα ακολουθήσει η συζήτηση όπου θα συγκριθούν οι τεχνικές και τα υλικά που περιεγράφηκαν. Τελικά θα διατυπωθούν τα συμπεράσματα, ενώ θα ακολουθήσουν η περίληψη στην ελληνική και αγγλική γλώσσα και η βιβλιογραφία.

## ΙΣΤΟΡΙΚΗ ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ

Η οδοντιατρική όπως και η οδοντική τεχνολογία είναι δύο κλάδοι συνεχώς αναπτυσσόμενοι. Η ανάγκη για συνεχή εξέλιξη οδήγησε στην ανάπτυξη νέων τεχνικών κατασκευής οδοντιατρικών προσθετικών εργασιών. Η εξέλιξη των υλικών και των τεχνολογιών κατασκευής, ήταν παράλληλη με την εξέλιξη της τεχνολογίας.

Η χυτή προσθετική εργασία είναι η πρώτη επιτυχημένη σε μακροβιότητα προσθετική οδοντιατρική εργασία από κράμα μετάλλων. Το 1907, ο Αμερικάνος Taggart εισήγαγε στην οδοντοτεχνική τη χύτευση των μετάλλων με την τεχνική του «καμμένου κεριού» (lost wax technique) σε συνδυασμό με την εισαγωγή του λευκόχρυσου που αντικατέστησε τον χρυσό σε μεγάλο βαθμό. Η μέθοδος της χύτευσης ήταν από τις πρώτες τεχνικές μορφοποίησης που εμφανίστηκαν.(Taggart et al. 1907)

Οι οδοντιατρικές προσθετικές εργασίες που απαιτούσαν την χρήση κραμάτων ήταν τα ένθετα, επένθετα, στεφάνες, ακίνητες προσθετικές αποκαταστάσεις, κινητές μερικές οδοντοστοιχίες καθώς και πιο εξατομικευμένες εργασίες όπως σύνδεσμοι ακριβείας και ενδορριζικοί άξονες. Οι εργασίες αυτές πρέπει να είναι εξατομικευμένες στο ιδιαίτερο στοματικό περιβάλλον του κάθε ασθενή. Η χύτευση ακριβείας με την μέθοδο αυτή κραμάτων χρυσού, η κατασκευή οδοντικών προσθέσεων με την χρήση κεριού, η χρήση πολυμερών καθώς και η πυροσυσσωμάτωση της οδοντιατρικής πορσελάνης αναπτύχθηκαν πολύ στην οδοντιατρική προσθετική και έχουν καθιερωθεί ως κλασικές τεχνολογίες του οδοντοτεχνικού εργαστηρίου. Για να επιτευχθεί ένα ιδανικό αποτέλεσμα απαιτείται η πλήρης συνεργασία Οδοντιάτρου και Οδοντικού Τεχνολόγου. Η αυξημένη ζήτηση Οδοντικών προσθετικών εργασιών καθώς και η ανάγκη για μείωση χρόνου για την κατασκευή τους, δημιούργησε την ανάγκη βελτιστοποίησης των τεχνικών. Η ανάπτυξη της ψηφιακής Τεχνολογίας βοήθησε και αυτή τους κλάδους της Οδοντιατρικής και της Οδοντικής Τεχνολογίας με την εμφάνιση νέων τεχνικών βασισμένων σε αυτές (Van Noort 2012).

Τα τελευταία 30 χρόνια, η τεχνολογία σχεδίασης με βοήθεια υπολογιστή-παραγωγής με βοήθεια υπολογιστή (CAD-CAM) εφαρμόζεται με μεγάλο βαθμό επιτυχίας. Παρέχει ευκολία, άνεση και ποιότητα αποκατάστασης τόσο για τους οδοντιάτρους όσο και για τον οδοντικό τεχνολόγο. Η εμφάνιση νέων υλικών είχε σημαντική επίδραση στον σχεδιασμό και την κατασκευή με τη βοήθεια υπολογιστή (CAD/CAM) στην οδοντιατρική. Τα υλικά αυτά έχουν διευρύνει το φάσμα των αποκαταστάσεων και προσθετικών επιλογών που έχουν στη διάθεσή τους οι οδοντίατροι, βελτιώνοντας τα αποτελέσματα της θεραπείας και την ικανοποίηση των ασθενών. Καλύτερη οριακή εφαρμογή, καλύτερες φυσικομηχανικές ιδιότητες καθώς και ευκολία χειρισμού του υλικού που χρησιμοποιείται είναι μερικά από τα πλεονεκτήματα των τεχνολογιών αυτών (Vojdani et al. 2016, Alageel et al. 2019). Το μεγάλο κόστος των συστημάτων αυτών καθώς και η γνώση εξειδικευμένων γνώσεων αποτελούν ακόμα και εμπόδιο στην καθολική χρήση τους.

Η χρήση των συστημάτων CAD-CAM γενικά ξεκίνησε την δεκαετία του 60. Οι δυσκολίες ήταν πολλές λόγω της πολυπλοκότητας του στοματογναθικού συστήματος. Στην Οδοντιατρική, τα πρώτα συστήματα CAD-CAM αναπτύχθηκαν την Δεκαετία του 1980 και αποτέλεσαν συστήματα που προορίζονταν για το οδοντιατρείο (chairside). Τρεις ήταν οι πρωτοπόροι που συνέβαλαν στην ανάπτυξη των σημερινών οδοντιατρικών συστημάτων CAD/CAM.

Ο **Dr. Duret** παρουσίασε το πρώτο ολοκληρωμένο σύστημα με κλινική εφαρμογή για Οδοντιατρική χρήση (Duret et al. 1988) (Εικόνα 1). Το σύστημά του σχεδίαζε και κατασκεύαζε μία στεφάνη πλήρους περιγράμματος, το σύστημα Duret. Αντί να χρησιμοποιεί ένα φυσικό εκμαγείο εργασίας για την απόκτηση και τη μετάδοση πληροφοριών, το σύστημα αυτό χρησιμοποιεί ένα τρισδιάστατο σύστημα ενδοστοματικής ανίχνευσης, εκμάγευσης (κατασκευή εκμαγείων) και μια αυτόματη μηχανή ψυχρής κοπής - διαμόρφωσης της κατασκευής. Η ανταλλαγή δεδομένων και οι μετασχηματισμοί των πληροφοριών από το ένα υλικό στο άλλο, ήταν περιορισμένα, γεγονός που μπορεί να επηρέαζε την ακρίβεια. Μια κάμερα χρησιμοποιείται για τη λήψη του «αποτυπώματος» (δηλαδή των απαραίτητων τρισδιάστατων πληροφοριών της γνάθου). Αυτή η μέθοδος δίνει μία ηλεκτρονική απεικόνιση του κολοβώματος του τροχισμένου δοντιού με τον εξής τρόπο: το φως μεταφέρει ογκομετρικές πληροφορίες του αποτυπώματος, οι οποίες ψηφιοποιούνται από την κάμερα και στην

συνέχεια μεταφέρονται στον υπολογιστή. Τα δεδομένα που προκύπτουν αποθηκεύονται στον υπολογιστή.



Εικόνα 1: Ένα ολοκληρωμένο σύστημα CAD-CAM στο οδοντιατρείο σύμφωνα με τον Duret(Duret et all. 1988)

Η μέθοδος που χρησιμοποιείται για την απεικόνιση του αποτυπώματος ψηφιακά ονομάζεται ψηφιακή απεικόνιση.(Duret et all. 1988). Ακολούθως ένα σύστημα CAD (υλικό και λογισμικό) χρησιμοποιεί κωδικοποιημένες πληροφορίες για να επιτρέψει στον χειριστή να οπτικοποιήσει ένα αποτύπωμα στην οθόνη του υπολογιστή και να σχεδιάσει μια πρόσθεση. Ακριβώς όπως γίνεται με την δημιουργία ενός κέρινου προπλάσματος πάνω σε ένα αναλογικό εκμαγείο. Η μορφοποίηση μιας στεφάνης ή ένθετου όπως εμφανίζεται στην οθόνη ισοδυναμεί με την προσθήκη ή την αφαίρεση υλικού κεριού με αναλογικό τρόπο. Μόλις οριστικοποιηθεί ο σχεδιασμός της αποκατάστασης ψηφιακά, το λογισμικό CAD παράγει οδηγίες για τη διαδικασία κατασκευής. Αρχικά, το σύστημα του Dr. Duret χρησιμοποιούσε μια μηχανή κοπής ικανή να εκτροχίσει μπλοκ από κεραμικό ή ρητίνη. Η μηχανή αυτή ακολουθούσε το ψηφιακό σχέδιο για να παράγει την αποκατάσταση από το επιλεγμένο υλικό αποκατάστασης. Το σύστημα CAD-CAM κατά Duret αποτελείται από τα εξής στάδια:

α) Οπτική αποτύπωση με έναν οπτικό ψηφιακό σαρωτή για να αποτυπώσει ένα ψηφιακό αποτύπωμα του προετοιμασμένου δοντιού.

β) Δημιουργία ψηφιακού μοντέλου: Τα δεδομένα της σάρωσης επεξεργάζονται στη συνέχεια από εξειδικευμένο λογισμικό για τη δημιουργία ενός ψηφιακού τρισδιάστατου μοντέλου του δοντιού ή των δοντιών. Το λογισμικό ενώνει ψηφιακά τις σαρωμένες εικόνες για να δημιουργήσει μια πλήρη ψηφιακή αναπαράσταση του σχήματος και των λεπτομερειών της επιφάνειας του δοντιού.

γ) Σχεδιασμός αποκατάστασης: Χρησιμοποιώντας το λογισμικό CAD, ο οδοντίατρος ή ο οδοντικός τεχνολόγος σχεδιάζει την αποκατάσταση απευθείας στο ψηφιακό μοντέλο.

δ) Εικονική κοπή : Μόλις οριστικοποιηθεί ο σχεδιασμός, το λογισμικό CAD παράγει οδηγίες για τη μηχανή ψυχρής κοπής ώστε να διαμορφώσει την αποκατάσταση από ένα συμπαγές μπλοκ του επιλεγμένου οδοντιατρικού υλικού.

ε) Κατεργασία-κοπή και φινίρισμα: Μία μηχανή κοπής χρησιμοποιεί περιστρεφόμενες φρέζες για την αφαίρεση υλικού από το μπλοκ σύμφωνα με το σχέδιο CAD. Η διαδικασία κοπής έχει ως αποτέλεσμα τη μορφοποίηση της προσθετικής αποκατάστασης στο προκαθορισμένο σχήμα και μέγεθος. Μετά την κοπή , η αποκατάσταση μπορεί να χρειαστεί περαιτέρω βελτίωση και στίλβωση για να επιτευχθεί η επιθυμητή υφή και εφαρμογή της επιφάνειας.

Ο Duret και οι συνεργάτες του ονόμασαν το σύστημα CAD/CAM Sopher system(Umer et al. 2015), αλλά αυτό το σύστημα δεν χρησιμοποιήθηκε ευρέως. Είναι πιθανό ότι το σύστημα αυτό σχεδιάστηκε πολύ νωρίς σε σχέση με την υπάρχουσα τεχνολογία για να εφαρμοστεί στην οδοντιατρική. Παρουσίαζε προβλήματα όπως είναι η ακρίβεια, περιορισμένες δυνατότητες σχεδιασμού στον ηλεκτρονικό υπολογιστή, και αρκετός χρόνος κοπής της πρόσθεσης.

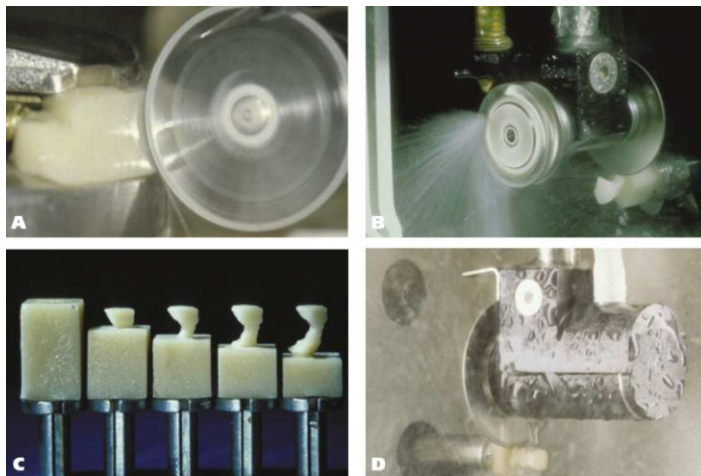
Την δεκαετία του 1980 μέσω της συνεργασίας μεταξύ ενός Ελβετού προσθετολόγου, του Δρ. Werner Mörmann, και ενός Ιταλού ηλεκτρολόγου μηχανικού, του Marco Brandestini συστήνεται το σύστημα Cerec(Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramic)(Mormann et al. 2015). Το όραμα του Δρ. Mörmann ήταν να χρησιμοποιήσει την τεχνολογία CAD-CAM για την κατασκευή αισθητικών κεραμικών αποκαταστάσεων (ένθετων και επένθετων) με

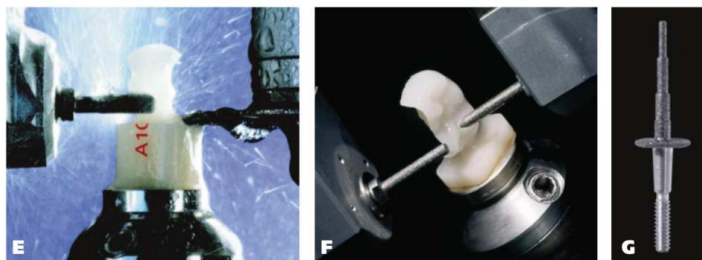
βελτιωμένη κλινική επιβίωση σε μία συνεδρία που απέφευγε τις επιβλαβείς συνέπειες της συστολής του πολυμερισμού που προκαλείται στις αποκαταστάσεις από πολυμερή υλικά. Η μονάδα CEREC1 σηματοδότησε την εισαγωγή του συστήματος CEREC το 1985 με τις πρώτες κλινικές δοκιμές που αναφέρθηκαν το 1987. Η χρήση ειδικής σκόνης για την ενδοστοματική σάρωση ήταν απαραίτητη για την εισαγωγή της ψηφιακής πληροφορίας. Το σύστημα CEREC1 χρησιμοποιούσε μια οπτική κάμερα για να αποτυπώσει το ψηφιακό αποτύπωμα του παρασκευασμένου δοντιού. Ωστόσο, η οπτική κάμερα βασιζόταν σε ανακλαστικές επιφάνειες για την ακριβή αποτύπωση του σχήματος του δοντιού. Τα δόντια, ειδικά αυτά που προετοιμάζονται για αποκαταστάσεις, μπορεί να έχουν λείες ή ανακλαστικές επιφάνειες, οι οποίες μπορεί να επηρεάσουν την ακρίβεια του ψηφιακού αποτυπώματος. Γι' αυτό χρησιμοποιήθηκε ειδική σκόνη σάρωσης για τη δημιουργία μιας μη ανακλαστικής επιφάνειας στο δόντι, επιτρέποντας στην κάμερα να αποτυπώνει λεπτομερείς εικόνες χωρίς παρεμβολές από τις αντανακλάσεις. Το σύστημα CEREC1 εξελίχθηκε μέσω μιας σειράς καινοτομιών και αναβαθμίσεων υλικού και λογισμικού και βελτιστοποιήθηκε με την εισαγωγή της πρώτης ενδοστοματικής κάμερας για σάρωση χωρίς χρήση πούδρας το 2012, της CEREC Omnicam(Fritzsche et al.2013).Η Omnicam είναι η κάμερα απεικόνισης της μονάδας απόκτησης δεδομένων CEREC. Το Omnicam είναι συνδεδεμένο με έναν υπολογιστή δίπλα στην καρέκλα με το λογισμικό τρισδιάστατης σχεδίασης και μια οθόνη (LCD). Το σύστημα CEREC συνδέεται ηλεκτρονικά με μια μονάδα κοπής. Η πιο πρόσφατη έκδοση είναι μια μονάδα ξηρής και υγρής κοπής που είναι το πρώτο μέσο στο ιατρείο με το οποίο μορφοποιείται η ζirkονία. Στη συνέχεια, οι αποκαταστάσεις ζirkονίας μίας επίσκεψης, πλήρους περιγράμματος, υποβάλλονται σε περαιτέρω επεξεργασία με πυροσυσσωμάτωση και εφυάλωση της αποκατάστασης στον κλίβανο πυροσυσσωμάτωσης CEREC SpeedFire (Dentsply Sirona,ΗΠΑ). Αυτός είναι ο πρώτος φούρνος πυροσυσσωμάτωσης ζirkονίας εντός ιατρείου που μπορεί να συντηξει το συμπιεσμένο εργοστασιακά υλικό ζirkονίας CEREC (CEREC Zirconia) σε 10 έως 15 λεπτά, σε σύγκριση με τον μεγαλύτερο χρόνο που είναι γενικά αναγκαίος για τη σύντηξη εργαστηριακών επεξεργασμένων αποκαταστάσεων ζirkονίας .

Οι πρώτες δοκιμές εκτροχισμού με μια απλή ενιαία συσκευή σε κεραμικό υλικό από Άστριο (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Γερμανία) έδειξαν ότι αυτό το υλικό μπορούσε να



διαμορφωθεί με δίσκο εκτροχισμού σε λίγα λεπτά χωρίς να καταστραφεί το υπόλοιπο μέρος (Εικόνα 2A)(Mormann et al 1997, 2004). Εξελίσσοντας τις δοκιμές, προτάθηκε η ιδέα της ψυχρής κοπής σωμάτων ένθετου εξωτερικά με τροχό κατά μήκος του παρειογλωσσικού άξονα (Εικόνες 2B και 2C)(Posselt et al. 2003). Σε αυτή τη διάταξη, μπορεί να γυρίσει το κεραμικό δοκίμιο ευκολότερα και να εκτροχιστεί πιο αποτελεσματικά. Αυτή η λύση αποτέλεσε μια διάταξη πρωτοτύπου το 1983, και εφαρμόστηκε στη μονάδα CEREC 1 (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Γερμανία) (Εικόνες 2B, 2C και 2D). Μια ομάδα της εταιρείας Siemens (Μόναχο, Γερμανία), εξόπλισε το CEREC2 με ένα πρόσθετο κυλινδρικό διαμάντι τροχίσματος που επιτρέπει τον εκτροχισμό μερικής και πλήρους κάλυψης στεφάνων (Εικόνα 2E). Το CEREC3 παρέλειψε τον πρόσθετο τροχό και εισήγαγε ένα σύστημα δύο κινούμενων αξόνων (Εικόνα 2F), το «step bur», το οποίο εισήχθη το 2006. Με αυτό το σύστημα δύο διαμάντια εκτροχισμού βρίσκονται σε διαμετρική τοποθέτηση μεταξύ τους. Η πρόσθεση εκτροχίζεται ταυτόχρονα σε δύο διαφορετικά σημεία χάρη σε αυτά τα δύο διαμάντια κοπής. Επιπρόσθετα μειώθηκε και το πάχος των διαμαντιών κοπής με αποτέλεσμα να επιτρέπεται η κοπή υψηλής ακρίβειας με ικανοποιητική διάρκεια ζωής (Εικόνα 1G)(Mörmann WH et al. 1997, Mörmann et al. 2004, Werner et al. 2006)





Εικόνα 2 . Εκτροχισμός κεραμικής στεφάνης αστρίου από ειδικό μπλοκ(Vita Zahnfabrik,Bad Säckingen, Γερμανία).(Werner et al. 2006)

Εξέλιξη του **λογισμικού** συστήματος CEREC(Εικόνα 5) :

Η τεχνολογία των υπολογιστών και του λογισμικού δεν είχαν ακόμη εξελιχθεί αρκετά το 1983. Ο Alain Ferru, ένας Γάλλος μηχανικός υπολογιστών και λογισμικού, ανέλαβε μαζί με τον Mörmann την ανάπτυξη του λογισμικού συστήματος για το CEREC. Κατάφεραν να κατασκευάσουν μια κεραμική ένθετη αποκατάσταση με τη χρήση τεχνολογίας υποβοηθούμενης από ηλεκτρονικό υπολογιστή. Η ψηφιοποίηση της κοιλότητας του ενθέτου πραγματοποιείται απευθείας στο στόμα με τη χρήση μιας μικρής ενδοστοματικής κάμερας, η οποία είναι τεχνικά λιγότερο δύσκολη σε σύγκριση με την τεχνική του δοντιού στηρίγματος που χρησιμοποιήθηκε από τον Duret. Ο σχεδιασμός και η κατασκευή των κεραμικών ενθέτων πραγματοποιείται με τη χρήση ενός μηχανήματος κοπής που είναι τοποθετημένο στην καρέκλα του οδοντίατρου. Αυτή η διαδικασία περιοριζόταν σε ένθετα και η μορφολογία και το περίγραμμα της σύγκλεισης δεν ήταν αρχικά διαθέσιμα. Ο τεχνικός όρος CAD / CAM έγινε δημοφιλής στην οδοντιατρική με την εισαγωγή του συστήματος CEREC σε όλο τον κόσμο.(Mormann et al. 2004)

Η ομάδα CEREC της Siemens ανέπτυξε το λογισμικό CEREC2, το οποίο επέτρεψε στον χρήστη να δημιουργήσει πλήρους επικάλυψης στεφάνες. Ωστόσο, ο σχεδιασμός εμφανιζόταν ακόμα δισδιάστατα (Εικόνα 3B). Η τρισδιάστατη εικονική απεικόνιση της παρασκευασμένης κοιλότητας και του ανταγωνιστή έγινε διαθέσιμη με την εισαγωγή της τρισδιάστατης έκδοσης του λογισμικού το 2003 (Εικόνα 3C). Το τρισδιάστατο λογισμικό CEREC είναι πολύ πιο λειτουργικό από τις προηγούμενες εκδόσεις και κάνει τον χειρισμό του συστήματος πιο προσιτό στην κλινική πράξη. Οι εκδόσεις του 2005 και του 2006 περιλαμβάνουν την αυτόματη

προσαρμογή μιας επιλεγμένης ψηφιακής ανατομίας πλήρους στεφάνης στο μεμονωμένο παρασκεύασμα. Οι λειτουργίες αυτόματης «τοποθέτησης στεφάνης», «τοποθέτησης φυμάτων» και «εικονικού τροχίσματος» παρέχουν στον οδοντίατρο μια προβλέψιμη μέθοδο ελέγχου της κατακόρυφης διάστασης του σχεδιασμού της αποκατάστασης πριν αυτός ή αυτή προχωρήσουν στο τελευταίο στάδιο κοπής της αποκατάστασης από το μηχάνημα. Το σύστημα CEREC είναι το πρώτο ολοκληρωμένο εμπορικό σύστημα.



Εικόνα 3 : εξέλιξη του συστήματος CEREC: A. 1985: η πρωτότυπη μονάδα CEREC 1, το "λεμόνι", με τον Dr. Werner Mörmann (αριστερά) και τον Marco Brandestini. B. 1991: CEREC 1, όπως τροποποιήθηκε από τη Siemens (Μόναχο, Γερμανία) με CEREC Operating System 2.0. C. 1994: CEREC 2, με αναβαθμισμένη τρισδιάστατη κάμερα. D. 2000: CEREC 3, με χωριστές μονάδες λήψης/σχεδιασμού και κατεργασίας.(Werner et al. 2006)

Αναλυτικότερα, το σύστημα CEREC έχει υποστεί αρκετές εξελίξεις από την περίοδο εισαγωγής του στην αγορά. Ακολουθούν οι βασικές διαφορές μεταξύ των τριών εκδόσεων του συστήματος CEREC:

CEREC 1:

Αποκαταστάσεις: Το CEREC1 επικεντρώθηκε κυρίως στην κατασκευή κεραμικών ενθέτων και ενθέτων. Επέτρεπε στους οδοντιάτρους να σχεδιάζουν και να κατασκευάζουν αυτές τις αποκαταστάσεις σε μία μόνο επίσκεψη.

Σάρωση: Το CEREC1 χρησιμοποιούσε μια οπτική κάμερα και απαιτούσε την εφαρμογή σκόνης σάρωσης για τη βελτίωση της ακρίβειας του ψηφιακού αποτυπώματος, για την αποφυγή των αντανάκλασεων κατά την σάρωση.

Περιορισμοί της τεχνολογίας: Σε σύγκριση με τις νεότερες εκδόσεις, το CEREC1 είχε περιορισμούς όσον αφορά τις δυνατότητες σάρωσης, την πολυπλοκότητα της αποκατάστασης και τα διαθέσιμα υλικά.

CEREC2:

Εισαγωγή νέων αποκαταστάσεων-στεφάνων: Το CEREC2 διεύρυνε το εύρος των αποκαταστάσεων που μπορούσαν να δημιουργηθούν στο Οδοντιατρείο, εισάγοντας τη δυνατότητα σχεδιασμού και κοπής κεραμικών στεφάνων σε μία μόνο επίσκεψη.

Βελτιωμένη σάρωση: Το CEREC2 βελτίωσε την τεχνολογία σάρωσης και εξάλειψε την ανάγκη για σκόνη σάρωσης. Παρείχε καλύτερη ποιότητα εικόνας και ακρίβεια κατά τη διαδικασία ψηφιακής αποτύπωσης.

Υλικά αποκατάστασης : Το CEREC 2 εισήγαγε τη χρήση πρόσθετων υλικών, όπως τα ενισχυμένα κεραμικά μπλοκ, διευρύνοντας τις επιλογές για άμμεσες αποκαταστάσεις στο οδοντιατρείο .

Βελτιώσεις λογισμικού και ροής εργασιών: Το περιβάλλον εργασίας του λογισμικού του CEREC 2 ήταν πιο φιλικό προς τον χρήστη και η ροή εργασίας έγινε πιο απλή για βελτιωμένη αποτελεσματικότητα.

CEREC3:

Εισαγωγή πλήρως ανατομικών στεφάνων : Το CEREC 3 εξέλιξε περαιτέρω τις δυνατότητες του επιτραπέζιου(chairside) συστήματος , εισάγοντας τη δυνατότητα σχεδιασμού και κατασκευής κεραμικών στεφανών πλήρους περιγράμματος σε μία μόνο επίσκεψη. Αυτό εξάλειψε την

ανάγκη για ξεχωριστή διαδικασία όπτησης πορσελάνης, μειώνοντας σημαντικά τον χρόνο που απαιτείται για την κατασκευή στεφάνης .

Βελτιωμένη ταχύτητα και ακρίβεια: Το CEREC3 ενσωμάτωσε ταχύτερες μονάδες κοπής και βελτιωμένη ακρίβεια, με αποτέλεσμα πιο ακριβείς και αποτελεσματικές αποκαταστάσεις.

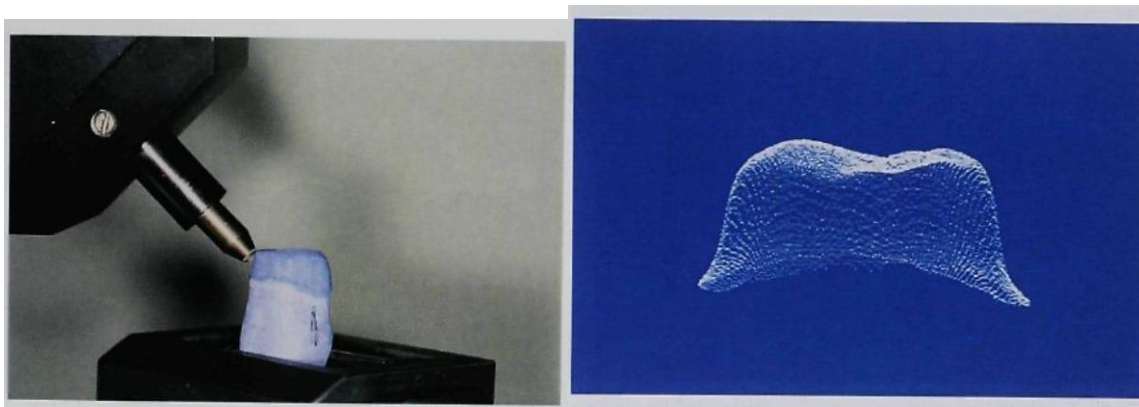
Διευρυμένες ενδείξεις: Το CEREC3 διεύρυνε το φάσμα των ενδείξεων και των επιλογών αποκατάστασης, συμπεριλαμβανομένων των όψεων, εκτός από τα ένθετα, τα επένθετα και τις στεφάνες.

Ενσωμάτωση ψηφιακής απεικόνισης: Το CEREC 3 ενσωμάτωσε τεχνολογίες ψηφιακής απεικόνισης, όπως η υπολογιστική τομογραφία κωνικής δέσμης (CBCT), επιτρέποντας βελτιωμένο σχεδιασμό της θεραπείας και της οδοντιατρικής επί εμφυτευμάτων.

Ο τρίτος από τους πρωτεργάτες της ψηφιακής Οδοντιατρικής είναι ο Dr. Andersson, ο δημιουργός του συστήματος Procera (Takashi et al.2009, Andersson et al.1998). Στις αρχές της δεκαετίας του 1980, τα κράματα νικελίου-χρωμίου χρησιμοποιήθηκαν ως υποκατάστατο των κραμάτων χρυσού λόγω της μεγάλης αύξησης των τιμών του χρυσού εκείνη την εποχή. Όμως οι αλλεργίες που εμφανίστηκαν σε κάποιους ασθενείς, κυρίως στο Νικέλιο έγιναν πρόβλημα, ειδικά στη Βόρεια Ευρώπη, και προτάθηκε η μετάβαση στο τιτάνιο σαν ένα μέταλλο πιο βιοσυμβατό. Δεδομένου ότι η χύτευση ακριβείας του τιτανίου ήταν ακόμα δύσκολη εκείνη την εποχή τεχνικά, ο Δρ. Andersson προσπάθησε να κατασκευάσει επικαλύψεις τιτανίου και εισήγαγε την τεχνολογία CAD/CAM στη διαδικασία των σύνθετων ρητινών ως επικάλυψη. Αυτό το σύστημα CAD/CAM αποτέλεσε ένα ενιαίο σύνολο επεξεργασίας δεδομένων και παραγωγής. Αργότερα αυτό το σύστημα αναπτύχθηκε και εξελίχθηκε σε ένα κέντρο κοπής και επεξεργασίας το οποίο ήταν συνδεδεμένο με δορυφόρους σε όλο τον κόσμο. Οδοντικοί Τεχνολόγοι από όλο τον κόσμο μπορούσαν να στείλουν την εργασία σε ψηφιακή μορφή και αυτή να εκτελεστεί σε αυτό το κέντρο επεξεργασίας. Στην συνέχεια επέστρεφε η εργασία στον Οδοντικό Τεχνολόγο για τελειοποίηση και εφαρμογή.

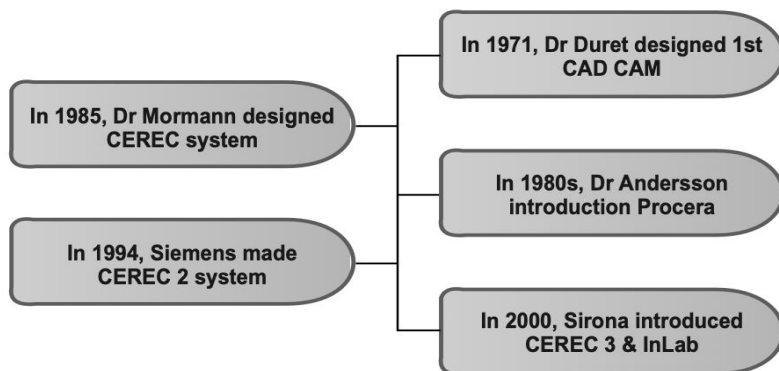
Το Σύστημα Procera αποτελείται από έναν υπολογιστή στον οποίο σχεδιάζεται η εργασία στο Οδοντικό Εργαστήριο. Στην συνέχεια συνδέεται μέσω μιας διαδικτυακής σύνδεσης επικοινωνίας με την Procera Sandvik AB στη Στοκχόλμη της Σουηδίας που αποτελεί το κέντρο

επεξεργασίας. Στο Εργαστήριο μια συσκευή σάρωσης που ελέγχεται από έναν προσωπικό υπολογιστή χαρτογραφεί την επιφάνεια του κολοβώματος του εκμαγείου του παρασκευασμένου δοντιού(Εικόνα 4). Ο σαρωτής αυτός είναι από τους πρώτους που αναπτύχθηκαν εκείνη την περίοδο και αποτελεί αρχικό στάδιο ενός σύγχρονου σαρωτή. Η σάρωση γίνεται χειροκίνητα από τον Οδοντικό τεχνολόγο. Τοποθετείται σε μία βάση το κολόβωμα και στην συνέχεια μία ακίδα ανίχνευσης πλησιάζει και ακουμπάει σταδιακά όλη την επιφάνεια του κολοβώματος. Έτσι οι πληροφορίες από την ακίδα μεταφέρονται στον υπολογιστή και ψηφιοποιούνται.



Εικόνα 4 : Χειροκίνητη σάρωση κολοβώματος(αριστερά). Το κολόβωμα βρίσκεται στο κέντρο του τραπεζίδιου σάρωσης και η ακίδα ανίχνευσης έρχεται σε επαφή για να ξεκινήσει η διαδικασία σάρωσης.(Anderson et al.1998)

Στην συνέχεια σχεδιάζεται ο μεταλλικός σκελετός στον υπολογιστή. Έπειτα τα δεδομένα της σχεδίασης αποστέλλονται διαδικτυακά στις εγκαταστάσεις της Στοκχόλμης στη Σουηδία, όπου ο σκελετός κατασκευάζεται με προηγμένη τεχνολογία πυροσυσσωμάτωσης και την τεχνική CAD-CAM. Ο σκελετός εξετάζεται για ποιοτικό έλεγχο και αποστέλλεται ταχυδρομικά στο οδοντικό εργαστήριο, όπου ο Οδοντικός Τεχνολόγος ολοκληρώνει την αποκατάσταση με την προσθήκη της πορσελάνης επικάλυψης για τη δημιουργία των κατάλληλων ανατομικών και αισθητικών χαρακτηριστικών.



Εικόνα 5 : Συνοπτικά η εξέλιξη του CAD-CAM από το 1971 μέχρι το 2000(Umer et al.2015)

Σύμφωνα με τα παραπάνω , υπάρχουν τρεις τύποι συστημάτων CAD-CAM ανάλογα με το σημείο λήψης της ψηφιακής πληροφορίας και την εντόπιση της μονάδας κατασκευής της αποκατάστασης (Umer et al. 2015):

### 1. Παραγωγή στο Οδοντιατρείο:

Περιλαμβάνει τη λήψη ψηφιακού αποτυπώματος και στη συνέχεια την παραγωγή της αποκατάστασης ταυτόχρονα την ίδια μέρα στο ιατρείο. Δεν απαιτεί εμπλοκή του εργαστηρίου και οι ασθενείς μπορούν να κάνουν την αποκατάστασή τους στο ίδιο ραντεβού. Εξοικονομεί χρόνο αλλά είναι ακριβό και επιβαρύνει τον ασθενή επιπλέον.

### 2. Εργαστηριακή παραγωγή

Είναι κάπως παρόμοια με τη συμβατική μέθοδο. Ο οδοντίατρος παίρνει το αποτύπωμα και το στέλνει στο εργαστήριο. Εκεί γίνεται η ψηφιοποίηση της πληροφορίας από εργαστηρικό σαρωτή και ακολουθούν οι υπόλοιπες εργαστηριακές εργασίες από τον οδοντικό Τεχνολόγο.

### 3. Παραγωγή σε κεντρικές εγκαταστάσεις

Σε αυτήν την περίπτωση, λαμβάνεται ένα αποτύπωμα είτε συμβατικά(το οποίο ψηφιοποιείται) είτε ψηφιακά και στη συνέχεια αποστέλλεται ψηφιακά σε κεντρικές εγκαταστάσεις που είναι υπεύθυνες για την μαζική παραγωγή αποκαταστάσεων σε διάφορα οδοντιατρεία καθώς και

εργαστήρια είτε της ίδιας χώρας είτε ακόμα και σε άλλη χώρα. Σε αυτόν τον χώρο εξωτερικής ανάθεσης, κατασκευάζεται η τελική αποκατάσταση που στέλνεται πίσω στον οδοντίατρο ή στο εργαστήριο για περαιτέρω επεξεργασία.

Η εφαρμογή του CAD-CAM περιορίζεται επί του παρόντος στην εργαστηριακή επεξεργασία. Η Ζirkonία χρησιμοποιείται πλέον σαν αισθητικό υλικό αποκατάστασης. Όμως δεν μπορεί πάντα να εκπληρώσει αυτόν τον σκοπό λόγω της φύσης του ίδιου του υλικού (μικρή φωτοδιαπερατότητα). Ακόμα κι αν κατασκευάζεται ένας σκελετός από ζirkonία χρησιμοποιώντας μια διαδικασία CAD-CAM, οι τελικές αποκαταστάσεις ολοκληρώνονται με επένδυση συμβατικής πορσελάνης χρησιμοποιώντας συμβατική μέθοδο επικάλυψης από οδοντοτεχνίτες. Τα τελευταία χρόνια και αυτό το χαρακτηριστικό βελτιώνεται. Ωστόσο, υπάρχουν πλεονεκτήματα στη χρήση του CAD-CAM: τα νέα υλικά είναι μη καρκινογόνα και ασφαλή για ενδοστοματική χρήση, αισθητικά ικανοποιητικά και με μεγάλη αντοχή. Έχουν αυξημένη αποτελεσματικότητα στην εργαστηριακή επεξεργασία, γρήγορη κατασκευή της αποκατάστασης και ποιοτικό έλεγχο αποκαταστάσεων όπως εφαρμογή, μηχανική αντοχή και προβλεψιμότητα. (Umer et al. 2015)

Το σύστημα CAD-CAM περιλαμβάνει την κατεργασία του υλικού από ένα προσυσσωματωμένο ή πυροσυσσωματωμένο υλικό με τη χρήση μιας φρέζας που λειτουργεί είτε σε υγρή είτε σε ξηρή κατάσταση, η οποία κινείται σε καθορισμένες διαδρομές 3 αξόνων. Με την εξέλιξη του συστήματος αυτού, αυξήθηκαν και οι άξονες σε 4 μέχρι που σήμερα έχουμε κοπτικά αλμηχανήματα CAD-CAM 5 αξόνων.

Την τελευταία δεκαετία λόγω της εξέλιξης της ψηφιακής Τεχνολογίας, έχει παρουσιαστεί μία νέα σημαντική εξέλιξη στην Οδοντιατρική, η χρήση ειδικών ενδοστοματικών σαρωτών για λήψη ψηφιακού αποτυπώματος άμεσα από το στόμα του ασθενούς. Οι σαρωτές αυτοί εξελίχθηκαν πολύ γρήγορα, βελτιώνονται συνεχώς σε ταχύτητα και ποιότητα σάρωσης και απεικόνισης. Αυτό οδήγησε σε μία γρήγορη επέκταση της ψηφιακής Τεχνολογίας και στους Οδοντιάτρους. Παράλληλα εμφανίστηκαν και αντίστοιχα λογισμικά. Η ψηφιακή Οδοντιατρική και Οδοντική Τεχνολογία είναι πλέον μία πραγματικότητα.

Το CAD CAM, σήμερα, χρησιμοποιείται σχεδόν σε κάθε τομέα της οδοντιατρικής.



1. Προσθετική: α) Κινητές Ολικές οδοντοστοιχίες, β) Κινητές Μερικές οδοντοστοιχίες, γ) Στεφάνες / Γέφυρες, δ) Ένθετα, επένθετα και όψεις .
2. Ορθοδοντική
3. Οδοντιατρική επί εμφυτευμάτων
4. Γναθοπροσωπική προσθετική

### Ψηφιακή εποχή της Οδοντικής Τεχνολογίας



Εικόνα 6: Αποκαταστάσεις από μέταλλο που έχουν παραχθεί με τις σύγχρονες ψηφιακές Τεχνολογίες(Thomas et al.2015).

Σήμερα, η Ψηφιακή τεχνολογία έχει γίνει πραγματικότητα για την παραγωγή οδοντικών αποκαταστάσεων στην Ευρώπη. Στη Γερμανία, οι προσθετικές αποκαταστάσεις από Co-Cr παράγονται με αυξανόμενο ρυθμό σε εξειδικευμένα κέντρα παραγωγής χρησιμοποιώντας σύγχρονες τεχνικές παραγωγής(Εικόνα 6). Αυτό έχει περιορίσει την χρήση των συμβατικών μεθόδων, δεν έχει όμως εξαλείψει την ανάγκη συνεργασίας μεταξύ των παρόχων του συστήματος, των προμηθευτών και των χρηστών αλλά σε ένα άλλο γνωσιακό επίπεδο. Στόχος

είναι να καταστεί δυνατή η ασφαλής, αξιόπιστη επεξεργασία ενός κλινικά αποδεδειγμένου ασφαλούς κράματος μετάλλων χρησιμοποιώντας μεθόδους παραγωγής αιχμής .

Εταιρίες έχουν αναπτύξει μια επιτυχημένη μέθοδο για την παραγωγή τεμαχίων ψυχρής διαμόρφωσης οδοντικών κραμάτων με σαφώς βελτιωμένες μηχανικές ιδιότητες σε σύγκριση με τα αντικείμενα που παράγονται μέσω μεθόδων χύτευσης. Η δομή ενός κράματος που παράγεται με αυτή τη μέθοδο είναι λεπτόκοκκη και απολύτως απαλλαγμένη από πόρους και κοιλότητες, ενώ εξακολουθεί να έχει την ίδια χημική σύνθεση(Thomas et al. 2015). Το πλεονέκτημα είναι οι βελτιωμένες μηχανικές ιδιότητες. Ο χρόνος που απαιτείται για τη διαμόρφωση και το ενδεχόμενο τελειοποίησης από τον Οδοντικό τεχνολόγο μειώνεται σημαντικά λόγω της βελτιωμένης μηχανικής ικανότητας.

Η προσθετική κατασκευή (Additive Manufacturing), που συνήθως αναφέρεται ως τρισδιάστατη εκτύπωση, έφερε αλλαγές στον τρόπο με τον οποίο σχεδιάζονται και κατασκευάζονται προϊόντα σε διάφορους κλάδους όπως και στην Οδοντιατρική. Σε αντίθεση με τις παραδοσιακές μεθόδους αφαιρετικής κατασκευής που περιλαμβάνουν την αποκοπή υλικού από ένα συμπαγές μπλοκ, η AM κατασκευάζει αντικείμενα στρώμα προς στρώμα από ψηφιακά τρισδιάστατα μοντέλα, προσφέροντας ευελιξία σχεδιασμού και προσαρμογής. Η χρήση της στην Οδοντιατρική είναι κυρίως για την κατασκευή μεταλλικών αποκαταστάσεων και κατασκευής εργασιών από σύνθετες ρητίνες.(Horn et al. 2012, Van Noort et al.2011)

Το 1989, ο Carl Deckard, μαζί με τον Joe Beaman (Beaman et al. 1990) ανέπτυξαν και κατοχύρωσαν με δίπλωμα ευρεσιτεχνίας την τεχνολογία επιλεκτικής σύντηξης με λέιζερ-Selective Laser Sintering(Bartłomiej et al. 2020) που είναι μία διαδικασία προσθετικής κατασκευής. Κατά τη διάρκεια αυτής της διαδικασίας, μια δέσμη λέιζερ υψηλής ισχύος (Nd:YAG laser) εστιάζεται σε μια μηχανική τράπεζα σκόνης μετάλλου, και τήκει την σκόνη σε ένα λεπτό στερεό στρώμα (20 έως 100 μm). Στη συνέχεια τοποθετείται ένα άλλο στρώμα σκόνης, το οποίο αποτελεί την επόμενη στρώση του σκελετού. Στη συνέχεια, το λέιζερ συντήκει το ανώτερο στρώμα με το στρώμα που βρίσκεται από κάτω. Αυτή η διαδικασία επαναλαμβάνεται μέχρι να κατασκευαστεί το τρισδιάστατο (3D) αντικείμενο.

Λόγω της ανάπτυξης ισχυρών λέιζερ υψηλής ποιότητας, η μερική τήξη του SLS έχει αντικατασταθεί από την πλήρη τήξη. Αυτές οι νεότερες τεχνολογίες αναφέρονται ως τεχνολογίες πυροσυσσωμάτωσης με λέιζερ μετάλλων (Melting Laser Sintering) ή επιλεκτικής τήξης με λέιζερ (Selective Laser Melting-SLM). Παρόλο που η επιφανειακή τελειοποίηση είναι ιδιαίτερα σημαντική, οι θερμικές διαβαθμίσεις που προκαλούνται κατά τη διαδικασία κατασκευής προκαλούν υψηλές εσωτερικές τάσεις στο τελικό εξάρτημα και συνεπώς απαιτούν θερμική κατεργασία μετά την κατασκευή για βελτίωση της δομής και των ιδιοτήτων (Revilla-León et al. 2019).

Μια άλλη εφαρμογή αυτής της φιλοσοφίας είναι η τρισδιάστατη (3D) εκτύπωση SLM αναφέρεται στη διαδικασία κατά την οποία τα υλικά αναμειγνύονται ή στερεοποιούνται μαζί (όπως υγρά μόρια ή κόκκοι σκόνης που συντήκονται μεταξύ τους) (Προμπονάς 2022) για τη δημιουργία ενός τρισδιάστατου αντικειμένου με την επιλεκτική τήξη της μεταλλικής σκόνης υπό ηλεκτρονικό έλεγχο (Witkowski 2005, Torabi et al. 2015). Ως μία από τις προηγμένες τεχνικές κατασκευής, η τρισδιάστατη εκτύπωση αναφέρεται επίσης ως πρόσθετη κατασκευή (Additive Manufacturing) και τεχνολογία ταχείας δημιουργίας πρωτοτύπων (rapid prototyping), η οποία απαιτεί αυτοματοποιημένες διαδικασίες και τυποποιημένα υλικά ως δομικά στοιχεία για να καταστεί δυνατή η δημιουργία τρισδιάστατων αντικειμένων από εξατομικευμένα και συγκεκριμένα σχέδια με τη βοήθεια υπολογιστή. Η πρώτη διαδικασία τρισδιάστατης εκτύπωσης, που ονομάζεται «στερεολιθογραφία», παρουσιάστηκε από τον Charles Hull το 1983 (Lin et al. 2019) Από τότε, πολλές εταιρείες έχουν αναπτύξει τρισδιάστατους εκτυπωτές για εμπορικές εφαρμογές.

Τα πλεονεκτήματα της τρισδιάστατης εκτύπωσης όπως η ταχύτερη παραγωγή προσθέσεων, η παραγωγή πολυσύνθετων γεωμετρικών κατασκευών, η επιλογή πληθώρας υλικών κλπ, είναι σημαντικά. Γι αυτό έχει εξελιχθεί η χρήση της σε πολλές εφαρμογές. Η τρισδιάστατη εκτύπωση SLM εφαρμόστηκε για πρώτη φορά στην οδοντιατρική στις αρχές της δεκαετίας του 2000 (Yap et al. 2015). Ένα από τα πρώτα και αξιοσημείωτα πρωτόκολλα στον τομέα της Οδοντιατρικής διεξήχθη από ερευνητές του Ινστιτούτου Fraunhofer για την Τεχνολογία Λέιζερ (ILT) στη Γερμανία. Οι εργασίες τους επικεντρώθηκαν στην παραγωγή οδοντικών εμφυτευμάτων με τη

χρήση SLM, αναδεικνύοντας τις δυνατότητες αυτής της μεθόδου προσθετικής κατασκευής στην οδοντιατρική βιομηχανία.

Άμεση πυροσυσσώματωση μετάλλων με λέιζερ (DLMS- Direct Laser Metal Sintering)

Η DLMS είναι μια μέθοδος προσθετικής κατασκευής, κατά την οποία, μια δέσμη λέιζερ υψηλής έντασης (συνήθως αερίου Co<sub>2</sub> ή αργού) οδηγείται πάνω σε μια τράπεζα με μεταλλική σκόνη και τηγμένων σωματιδίων μετάλλου ακολουθώντας τη ψηφιακή διαδρομή που δίνεται από το λογισμικό CAD. Αυτή η τεχνολογία είναι μία από τις διαδικασίες της μεθόδου εκλεκτικής πυροσυσσώματωσης με λέιζερ (SLS), η οποία επίσης τοποθετεί τηγμένη μεταλλική σκόνη, στρώμα προς στρώμα για την δημιουργία πραγματικών τρισδιάστατων εξαρτημάτων.

Η διαδικασία DMLS αναπτύχθηκε από την EOS GmbH στο Μόναχο της Γερμανίας και χρησιμοποιείται εμπορικά από το 1995 (Tejas et al. 2019). Σήμερα, πολλές εταιρείες έχουν αρχίσει να αναπτύσσουν παραλλαγές της διαδικασίας DMLS. Γενικά όμως, η διαδικασία DMLS χρησιμοποιεί μια δέσμη λέιζερ υψηλής ισχύος συνήθως αερίου CO<sub>2</sub> για να συσσωματώσει υλικά μεταλλικής σκόνης ή τηγμένο μέταλλο για την ανάπτυξη ενός δοκιμίου ή του εξαρτήματος. Το αέριο αργόν είναι για τον έλεγχο της ατμόσφαιρας στη δομή του θαλάμου λόγω της αδρανούς φύσης του, για να αποφεύγεται η ανεπιθύμητη οξείδωση του κράματος. Μέσα σε λίγες ώρες, οι μηχανές DMLS μπορούν να παράγουν τρισδιάστατα εξαρτήματα με υψηλή πολυπλοκότητα και ακρίβεια και σε ποσότητες (οικονομίες κλίμακας).

Μια άλλη τεχνολογία που αναπτύχθηκε με παρόμοια φιλοσοφία αλλά με διαφορετικό τρόπο παραγωγής της ενέργειας είναι η τεχνολογία τήξης με την δέσμη ηλεκτρονίων (Electron Beam Melting- EBM) (Gokuldoss et al. 2017). Η εταιρεία που είναι υπεύθυνη για τη διάθεση αυτής της τεχνολογίας είναι η ARCAM AB από τη Σουηδία, η οποία ιδρύθηκε το 1997 και κυκλοφόρησε στο εμπόριο το 2001. Η θεμελιώδης ιδέα της ARCAM ξεκίνησε το 1995 με τη συνεργασία του Τεχνολογικού Πανεπιστημίου Chalmers στο Γκέτεμποργκ της Σουηδίας (Murr et al. 2015). Η ARCAM της προσφέρει μια διαδικασία που ονομάζεται τήξη με δέσμη ηλεκτρονίων (EBM), η οποία βασικά χρησιμοποιεί ένα οπτικό σύστημα ηλεκτρονίων για την τήξη μεταλλικής σκόνης σε κενό αέρος. Αρχικά, το σύστημα EBM ήταν διαθέσιμο μόνο για υλικό από χάλυβα, αλλά σήμερα μπορούν να χρησιμοποιηθούν στα συστήματα διαφορετικά υλικά. Το 2009

κυκλοφόρησε ένα νέο σύστημα, το ARCAM A1, το οποίο στοχεύει στην ορθοπεδική αγορά. Αυτή η τεχνολογία επιτρέπει την ταυτόχρονη τήξη σε πολλαπλές θέσεις, η οποία λέγεται ότι βελτιώνει τόσο την παραγωγικότητα όσο και την ποιότητα της επιφάνειας. Αντί να χρησιμοποιείται δέσμη λέιζερ για την τήξη ή τη σύντηξη της σκόνης, οι τεχνολογίες EBM χρησιμοποιούν εστιασμένη δέσμη ηλεκτρονίων για την επιλεκτική και πλήρη τήξη στρωμάτων σκόνης σε αδρανές περιβάλλον αερίου αργού.

Πολλές μεταβλητές της διαδικασίας είναι ειδικές για τις συσκευές PBF. Οι κύριες διαφορές μεταξύ των διαφόρων τεχνολογιών PBF είναι λειτουργικές παράμετροι όπως η θερμοκρασία τήξης, η πηγή ενέργειας, η ενεργειακή ισχύς, οι συντελεστές απορρόφησης/ανάκλασης της δέσμης λέιζερ, η θερμική αγωγιμότητα, οι συνθήκες του θαλάμου και η θερμοκρασία που επιτυγχάνεται- άλλες παράμετροι περιλαμβάνουν το πάχος στρώματος, τον προσανατολισμό δόμησης και το μέγεθος των κόκκων (Tejas et al. 2019).

Εφαρμογή των τεχνολογιών αυτών στην Οδοντιατρική :

Κατασκευή μερικών κινητών οδοντοστοιχιών (Removable Partial Dentures- RPDs)

Με το συνδυασμό της χρήσης ενδοστοματικών σαρωτών και των νέων διαδικασιών κατασκευής, είναι πλέον δυνατή μια πλήρως ψηφιακή ροή εργασίας. Ωστόσο, τα χαρακτηριστικά των οδοντοστοιχιών, όπως ο κινητός βλενογόιος ιστός, η έλλειψη εμφανών ανατομικών σημείων ή οι δυσκολίες στη διατήρηση ενός σωστού μασητικού πεδίου μπορούν να επηρεάσουν την ακρίβεια ενός ψηφιακού αποτυπώματος. Επομένως, σε πολλές περιπτώσεις μπορεί να είναι πιο πρακτικό να συνδυάζονται τόσο οι ψηφιακές όσο και οι συμβατικές διαδικασίες για την κατασκευή των μερικών Οδοντοστοιχιών .

Το 2004, οι Williams et al. περιέγραψαν μια τεχνική για την ψηφιακή κατασκευή σκελετού μερικής οδοντοστοιχίας, με τη χύτευση ενός σκελετού από ρητίνη εκτυπωμένη με την μέθοδο της στερεολιθογραφίας. Το 2006, οι Williams et al. ανέπτυξαν και μια τεχνική για την τεχνολογία SLM AM για την κατασκευή σκελετών χρωμίου -κοβαλτίου για RPD.

**Μέταλλα που χρησιμοποιούνται στην οδοντιατρική για Additive Manufacturing**

Σε γενικές γραμμές, τα δύο βασικά μέταλλα τιτάνιο (Ti) και κοβάλτιο-χρώμιο (CoCr) έχουν χρησιμοποιηθεί με επιτυχία για την τρισδιάστατη εκτύπωση μετάλλων στην οδοντιατρική. Η σκόνη CoCr αποτελείται κυρίως από κοβάλτιο και χρώμιο, αλλά υπάρχει επίσης μολυβδαίνιο, βολφράμιο, πυρίτιο, δημήτριο, σίδηρος, μαγγάνιο και άνθρακας. Η σκόνη, η οποία δεν περιέχει νικέλιο και βηρύλλιο, αποτελείται από σωματίδια μεταξύ 3 και 14 μm σε μέγεθος. Ωστόσο, κάθε σύστημα χρησιμοποιεί διαφορετικές μεταλλικές σκόνες CoCr. (Thomas et al., 2015) Το πιο κοινό κράμα που χρησιμοποιείται σε τεχνικές, ιατρικές και οδοντιατρικές εφαρμογές είναι το Ti (Ti6Al4V). Όπως και με τα κράματα CoCr για τις τεχνολογίες AM, η σύνθεση της σκόνης Ti διαφέρει μεταξύ των διαφόρων τεχνολογιών.

Προκειμένου αυτές οι νέες τεχνολογίες να επιτύχουν βέλτιστα αποτελέσματα, είναι απαραίτητο να εφαρμοστούν κλινικά αποδεδειγμένα κράματα. Το μακροπρόθεσμο, κλινικά αποδεδειγμένο κράμα χύτευσης Co-Cr είναι διαθέσιμο και για τις τρεις τεχνικές με την ίδια ποιότητα: με τη μορφή των γνωστών δοκιμών που χρησιμοποιούνται για την οδοντιατρική χύτευση ακριβείας, τα τεμάχια για μορφοποίηση με την αφαίρεση υλικού είναι διαθέσιμα απο το 2008 (Thomas et al., 2015) και η ειδική σκόνη για την τεχνική SLM είναι διαθέσιμη είδη από το 2010.

## A. ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

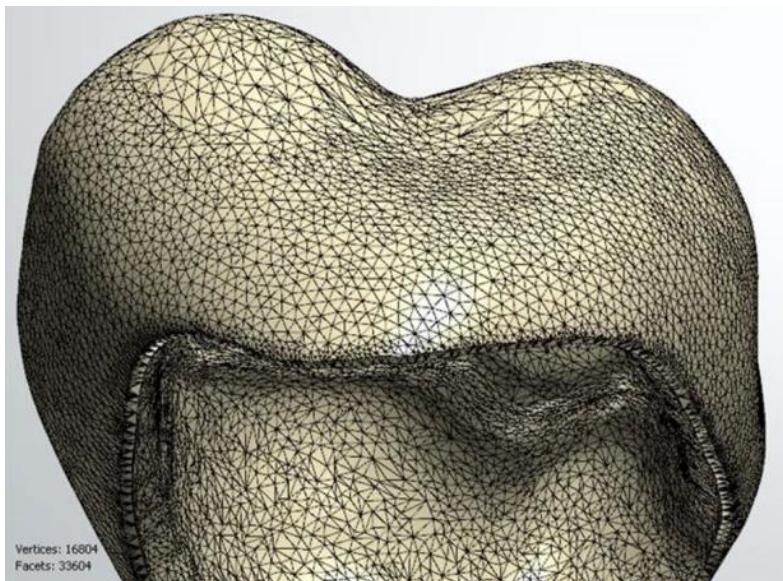
Στην σύγχρονη οδοντιατρική, η ψηφιακή τεχνολογία έχει εισαχθεί με ένα πρότυπο που περιλαμβάνει τρία στάδια, με το κάθε ένα να περιλαμβάνει τα δικά του λογισμικά και συσκευές: Την απόκτηση δεδομένων, ένα σύστημα επεξεργασίας δεδομένων και σχεδιασμού (Computer Aided Design) και τέλος ένα σύστημα κατασκευής εργασιών με την χρήση αυτών των δεδομένων (Computer Aided Manufacturing). (Van Noort et al. 2011)

Με την απόκτηση δεδομένων, μπορούν να ληφθούν δεδομένα από διαφορετικές τεχνολογίες σάρωσης.

**Το σύστημα επεξεργασίας δεδομένων CAD** είναι ο σχεδιασμός με την βοήθεια ειδικού λογισμικού που δημιουργεί και χειρίζεται δεδομένα ενός τρισδιάστατου αντικείμενου. Στο τέλος, το αντικείμενο αυτό εξάγεται με την μορφή ενός ψηφιακού αρχείου STL. Το STL, που

σημαίνει "στερεολιθογραφία" ή "Standard Tessellation Language", είναι μια μορφή αρχείου που χρησιμοποιείται ευρέως στην τρισδιάστατη εκτύπωση και στον σχεδιασμό με τη βοήθεια υπολογιστή (CAD). Ένα αρχείο STL αναπαριστά ένα τρισδιάστατο (3D) μοντέλο χρησιμοποιώντας μια σειρά συνδεδεμένων τριγώνων για τη δημιουργία ενός πλέγματος.

Αυτή η μορφή αρχείου χρησιμοποιείται συνήθως για την περιγραφή της γεωμετρίας ενός τρισδιάστατου αντικειμένου και αναγνωρίζεται από διάφορα λογισμικά και συσκευές τρισδιάστατης εκτύπωσης. Οι 3D εκτυπωτές δέχονται αρχεία STL ή αρχεία CAD. Τα αρχεία CAD (σχεδίαση με τη βοήθεια υπολογιστή) είναι ψηφιακά αρχεία που φιλοξενούν τρισδιάστατα και δισδιάστατα σχέδια καθώς και πληροφορίες σχετικά με υλικά, διαδικασίες και άλλα δεδομένα. Από το σχεδιασμό μέχρι την παραγωγή, όλα ξεκινούν με το αρχείο CAD (Εικ.Α1). Ένα αρχείο STL είναι ένα κατά προσέγγιση αρχείο CAD. Δηλαδή χρησιμοποιεί την γεωμετρική επιφάνεια του αντικειμένου για να δημιουργήσει σημεία τα οποία όταν ενωθούν μεταξύ τους δημιουργούν τρίγωνα. Με αυτόν τον τρόπο ορίζεται το αντικείμενο που προορίζεται για εκτύπωση.



Εικόνα Α1: Πλέγμα από τρίγωνα συνδεδεμένα μεταξύ τους. Το σύνολο τους αναπαριστά την τρισδιάστατη κατασκευή [<https://info.whipmix.com/open-but-not-equal-understanding-the-stl-file-format>].



**Το σύστημα παραγωγής(κατασκευής) των δεδομένων CAM** είναι η κατασκευή με την βοήθεια του ειδικού λογισμικού μιας σχεδιασμένης δομής από ένα επιθυμητό υλικό.

Οι Οδοντιατρικές τεχνολογίες κατασκευής της αποκατάστασης CAM που χρησιμοποιούνται στην οδοντιατρική ταξινομούνται ως **αφαιρετικές ή προσθετικές** μέθοδοι παραγωγής. Οι τεχνολογίες CAM αναφέρονται συνήθως σε ένα σύστημα αριθμητικής καθοδήγησης με υπολογιστή (**computer numerical control-CNC**), το οποίο ελέγχει τις εργαλειομηχανές με κινητήρα. Υπό την καθοδήγηση λογισμικού υπολογιστή, τα εργαλεία αυτά αφαιρούν μηχανικά υλικό από ένα υλικό με την μορφή μπλοκ για να επιτύχουν το επιθυμητό αποτέλεσμα.

Στην **προσθετική μέθοδο κατασκευής (additive-AM)**, ένα υλικό βάσης σε σκόνη ή σε υγρή μορφή ενσωματώνεται σε ένα στερεό αντικείμενο. Η Αμερικανική Εταιρεία Δοκιμών και Υλικών (ASTM International) έχει ορίσει την τεχνολογία AM ως "μια διαδικασία σύνδεσης υλικών για την κατασκευή αντικειμένων από δεδομένα τρισδιάστατου μοντέλου, συνήθως στρώμα προς στρώμα, σε αντίθεση με τις μεθοδολογίες αφαιρετικής κατασκευής (**subtractive-SM**)(Horn et al. 2012). Η τυποποιημένη μορφή αρχείου δεδομένων σχεδιασμού με τη βοήθεια υπολογιστή (CAD) είναι η Standard Triangulation Language (STL), στην οποία το τρισδιάστατο αντικείμενο αναπαρίσταται με τριγωνικές όψεις.

Οι τεχνικές λοιπόν που χρησιμοποιούνται σήμερα στην Οδοντική Τεχνολογία είναι οι παρακάτω:

## 1. Αφαιρετική μέθοδος (Subtractive Manufacturing):

### 1.1 Κοπτική Μονάδα CNC (Computer Numerical Control)

#### 1.1.1 Περιγραφή εξαρτημάτων

#### 1.1.2 Σκληρή κοπή

#### 1.1.3 Μαλακή κοπή

### 1.2 Υλικά που χρησιμοποιούνται στην αφαιρετική μέθοδο

### 1.3 Αφαίρεση με λείζερ

## 2. Προσθετική μέθοδος(Additive manufacturing) :

- 2.1 Σύντηξη σκόνης σε στρώσεις (Powder Bed Fusion )
- 2.2 Άμεση τήξη μετάλλου με λέιζερ (Direct laser melting sintering – DMLS)
- 2.3 επιλεκτική Πυροσυσσωμάτωση με λέιζερ (selective Laser Sintering)
- 2.4 Επιλεκτική τήξη με λέιζερ (selective laser melting)
- 2.5 Τήξη δέσμης ηλεκτρονίων (electron beam melting)
- 2.6 Σύνδεση με ψεκασμό (Binder Jetting)
- 2.7 Στερεολιθογραφία (Steeolithography)
- 2.8 Ψηφιακή προβολή φωτός (DLP)
- 2.9 Εκτόξευση υλικού( Polyjet ή Materialjet )

### A.1. Αφαιρετική μέθοδος (Subtractive Manufacturing)

Τα συστήματα CAD-CAM για αφαιρετικές μεθόδους κατασκευής μπορούν να ταξινομηθούν σε συστήματα οδοντιατρείου και εργαστηριακά συστήματα. Για συστήματα οδοντιατρείου , η κατασκευή προσθετικών αποκαταστάσεων με την χρήση CAD-CAM μπορεί να γίνει στην οδοντιατρική κλινική με εργαστηριακή διαδικασία προσαρμοσμένη στην κλίμακα του οδοντιατρείου. Για τα εργαστηριακά συστήματα, η παραγωγή πραγματοποιείται στο εργαστήριο οδοντικής τεχνολογίας ή σε μεγάλα κέντρα παραγωγής. Βασικές συσκευές αυτής της τεχνικής είναι οι **κοπτικές μηχανές ελεγχόμενες από υπολογιστή (CNC - Computer numerical control )**.

Η διαδικασία παραγωγής ξεκινάει αφού ολοκληρωθεί το στάδιο σχεδιασμού της προσθετικής εργασίας στο κατάλληλο λογισμικό CAD όπως είναι το exocad (Darmstadt,Γερμανία ,2010).

Παρόμοια λογισμικά άλλων εταιριών είναι(Att et al.2014):

|          |           |       |               |           |
|----------|-----------|-------|---------------|-----------|
| Εταιρεία | Λογισμικό | Χρήση | Αρχιτεκτονική | πλατφόρμα |
|----------|-----------|-------|---------------|-----------|

|   |                           |                              | συστήματος      |    |
|---|---------------------------|------------------------------|-----------------|----|
| 3Shape<br>(Copenhagen, Denmark)         | 3shape dental<br>designer | Ακίνητη Προσθετική           | Ανοιχτή         | PC |
| Dental Wings (Montreal, Canada)         | dwos                      | Ακίνητη Προσθετική           | Ανοιχτή         | PC |
| Exocad<br>(Darmstadt, USA)              | exocad<br>DentalCAD       | Ακίνητη-Κινητή<br>Προσθετική | Ανοιχτή         | PC |
| Zirkonzahn<br>(Gais, Italy)             | Modellier                 | Ακίνητη-Κινητή<br>Προσθετική | Ανοιχτή         | PC |
| Dentsply Sirona (York, USA)             | inLab SW                  | Ακίνητη-Κινητή<br>Προσθετική | Ανοιχτή         | PC |
| Dentsply Sirona (York, USA)             | Cerec Software 4.6        | Ακίνητη Προσθετική           | κλειστή         | PC |
| 3M Espe<br>(Neuss, Germany)             | Lava Design<br>Software   | Ακίνητη Προσθετική           | Ανοιχτή/κλειστή | PC |
| Delcam (Birmingham, Eng-land)           | DentCAD                   | Ακίνητη-Κινητή<br>Προσθετική | Ανοιχτή         | PC |
| Dentsply Implants (Manheim,<br>Germany) | Atlantis                  | Ακίνητη-Κινητή<br>Προσθετική | Ανοιχτή/Κλειστή | PC |
| Straumann<br>(Basel, Switzerland)       | Straumann<br>CARES        | Ακίνητη-Κινητή<br>Προσθετική | Κλειστή         | PC |
| Zfx Dental<br>(Dachau, Germany)         | Zfx CAD                   | Ακίνητη-Κινητή<br>Προσθετική | Ανοιχτή         | PC |
| Planmeca<br>(Illinois, USA)             | Planmeca<br>PlanCAD       | Ακίνητη Προσθετική           | Ανοιχτή/Κλειστή | PC |
| Cyrtina (<waag, Netherlands)            | CyrtinaCAD40              | Ακίνητη-Κινητή<br>Προσθετική | Ανοιχτή/Κλειστή | PC |
| Simeda Medical (Eselborn,               | SimedaCAD                 | Ακίνητη-Κινητή               | Ανοιχτή         | PC |

|                                       |               |                              |                 |    |
|---------------------------------------|---------------|------------------------------|-----------------|----|
| Luxem-burg)                           |               | Προσθετική                   |                 |    |
| CYNOPROD Evisra<br>(Montreal, Canada) | NEO CAD       | Ακίνητη-Κινητή<br>Προσθετική | Ανοιχτή         | PC |
| Smart optics (Oslo, Norway)           | dentCreate!   | Ακίνητη Προσθετική           | Ανοιχτή/Κλειστή | PC |
| Zr dental (Istanbul, Turkey)          | Zr dental CAD | Ακίνητη Προσθετική           | Ανοιχτή         | PC |

Διαδικασία κατασκευής εργασίας και κατεργασία :

Το ψηφιακό μοντέλο στην συνέχεια μεταφράζεται από το λογισμικό CAM σαν μία ψηφιακή «διαδρομή» για την κοπτική μηχανή αριθμητικού ελέγχου από υπολογιστή (CNC- Computer numerical control). Έπειτα το λογισμικό θα εκτελέσει μία προσομοίωση προκειμένου να επιβεβαιώσει την ικανότητα της κοπτικής μονάδας να επεξεργαστεί την σχεδιασμένη πρόσθεση.

#### **A.1.1 Κοπτική Μονάδα CNC(Computer Numerical Control) :**

Τι είναι ο αριθμητικός έλεγχος με υπολογιστή (CNC);

Ο αριθμητικός έλεγχος υπολογιστή (CNC) είναι αριθμητικές ακολουθίες που οδηγούν τις εργαλειομηχανές για την κατεργασία της πρόσθεσης. Το μηχάνημα CNC αποτελείται από πολλές ακολουθίες κατεργασίας και η κάθε μία ακολουθία είναι μια ομάδα υπολογισμένων διαδρομών των εργαλείων κατεργασίας. Αυτές υπολογίζονται αυτόματα με συγκεκριμένους αλγόριθμους κατεργασίας. Οι μηχανές CNC αποτελούνται από μονάδες εκτροχισμού πολλαπλών αξόνων που λειτουργούν σε 3 άξονες, 4 άξονες η ακόμα και 5 άξονες. (Προμπονάς 2022)

Με την μονάδα CNC, κάθε αντικείμενο που θα κατασκευαστεί λαμβάνει ένα προσαρμοσμένο αλγόριθμο, συνήθως γραμμένο σε μια διεθνή πρότυπη γλώσσα που ονομάζεται Gcode (Massachusetts Institute of Technology, ΗΠΑ). (Att et all. 2014) Ο κώδικας G (Electronic Industries Alliance, ΗΠΑ) προορίζεται να προγραμματίσει τις μηχανές για να εκτελέσουν εργασίες. Κωδικοποιεί μια τρισδιάστατη διαδικασία, καθοδηγώντας τα κοπτικά εργαλεία, μέσω μιας ψηφιακής ροής που τα τοποθετεί για την προβλεπόμενη εργασία. Το ψηφιακό πρόγραμμα περιέχει τις οδηγίες και τις παραμέτρους που θα ακολουθήσει η μηχανή, όπως ο ρυθμός τροφοδοσίας των υλικών και η θέση και η ταχύτητα των εξαρτημάτων του εργαλείου [Computer Numerical Control]. Τα διάφορα εξαρτήματα της μονάδας CNC καθώς και τα λέιζερ είναι κοινές μηχανές των οποίων οι λειτουργίες μπορούν να αυτοματοποιηθούν μέσω ειδικού προγράμματος του υπολογιστή και στην συνέχεια να μεταφραστούν σαν μία αριθμητικά ελεγχόμενη διαδρομή που σκοπό έχει την μορφοποίηση ενός τρισδιάστατου μοντέλου μέσω των εξαρτημάτων της μονάδας CNC (Εικ. Α2) (Καί 1994).

Πώς λειτουργεί η μονάδα CNC στην Οδοντική Τεχνολογία

Στην αρχή της διαδικασίας, οι σχεδιαστές (στην οδοντική τεχνολογία, ο οδοντικός τεχνολόγος) δημιουργούν ένα τρισδιάστατο σχέδιο με τη βοήθεια υπολογιστή (CAD) του εξαρτήματος που πρόκειται να κατασκευαστεί και στη συνέχεια μεταφράζουν το σχέδιο σε κώδικα G. Το πρόγραμμα αυτό φορτώνεται στον υπολογιστή και ένας χειριστής εκτελεί μία δοκιμαστική λειτουργία χωρίς την πρώτη ύλη στη θέση του, για να διασφαλίσει τη σωστή τοποθέτηση και απόδοση. Αυτό το βήμα είναι σημαντικό επειδή η λανθασμένη ταχύτητα ή η λανθασμένη τοποθέτηση μπορεί να βλάψει τόσο το μηχάνημα όσο και το εξάρτημα που πρόκειται να κατασκευαστεί.

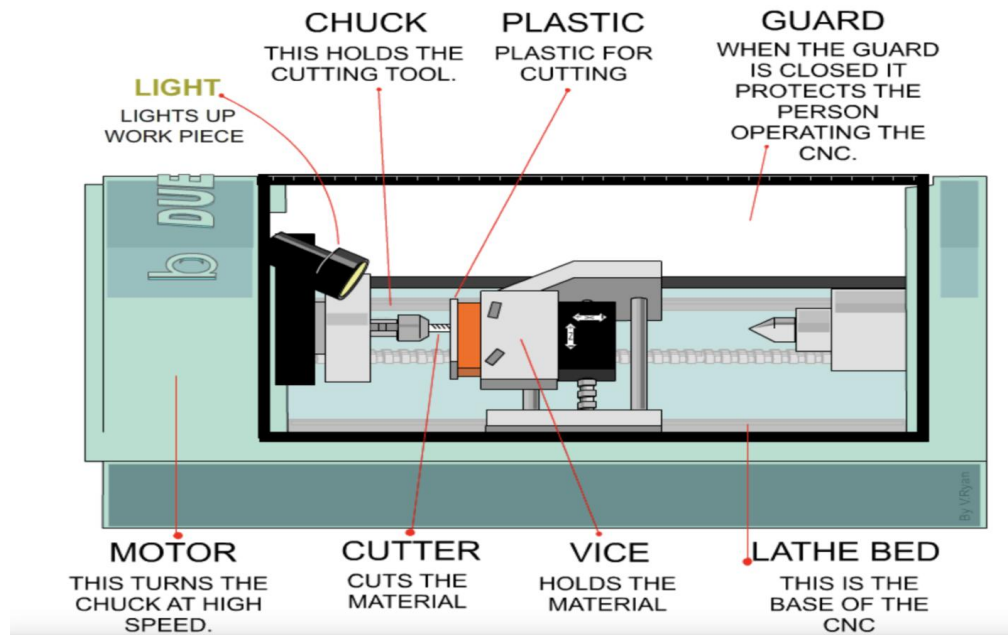
Το CNC θεωρείται ότι παρέχει μεγαλύτερη ακρίβεια, πολυπλοκότητα και επαναληψιμότητα από ό,τι είναι δυνατό με τη χειροκίνητη κατεργασία. Άλλα πλεονεκτήματα είναι η μεγαλύτερη ακρίβεια, ταχύτητα και ευελιξία, καθώς και δυνατότητες όπως η κατεργασία περιγράμματος, η οποία επιτρέπει την μορφοποίηση πολύπλοκων γεωμετρικά σχημάτων, συμπεριλαμβανομένων αυτών που παράγονται σε τρισδιάστατα σχέδια (what is CNC 2018).

Στον αντίποδα, η μονάδα CNC έχει μεγαλύτερο κόστος από τις συμβατικές συσκευές χύτευσης, απαιτεί περισσότερη συντήρηση από άλλες μεθόδους παραγωγής και υπάρχει ανάγκη για εξειδικευμένο προσωπικό.

Ορισμένα συστήματα CNC είναι ενσωματωμένα και με λογισμικό κατασκευής με τη βοήθεια υπολογιστή (CAD), το οποίο μπορεί να επιταχύνει τη διαδικασία προγραμματισμού του .

Μορφοποίηση μέσω του CNC :

Σύμφωνα με το παρακάτω σχέδιο (Εικ. Α2), μία μηχανή CNC αποτελείται από ένα κεντρικό μοτέρ (motor) που καθοδηγεί την ειδική φρέζα (cutter). Μία ειδική βάση συγκρατεί το αντικείμενο που πρόκειται να μορφοποιηθεί (Vice) με την συνοδεία πάντα φωτισμού. Όλα τα εξαρτήματα βρίσκονται μέσα σε κλειστό χώρο που παίζει τον ρόλο ενός θαλάμου προστασίας (guard).



Εικόνα Α2 :CNC μηχανή και τα εξαρτήματά της (Ryan, V, CNC WORK,2023 )

Άξονες, συνήθως τουλάχιστον δύο (X και Y) και ένας άξονας που φέρει την φρέζα εκτροχισμού Z κινούνται σύμφωνα με την διαδρομή που έχει οριστεί από το CAM. Πλέον υπάρχουν μονάδες CNC και με πέντε άξονες. Η θέση της φρέζας εκτροχισμού καθοδηγείται από βηματικούς κινητήρες απευθείας μετάδοσης κίνησης ή κινητήρες για την παροχή κινήσεων υψηλής ακρίβειας, ή σε παλαιότερα σχέδια, κινητήρες μέσω μιας σειράς ταχυτήτων που κατεβαίνουν. Οι βηματικοί κινητήρες(ηλεκτρικοί κινητήρες που περιστρέφονται με μια σειρά μικρών γωνιακών βημάτων) δεν παρέχουν ομαλή κίνηση στην φρέζα εκτροχισμού. Σε αντίθετη περίπτωση οι κινητήρες υψηλής ακρίβειας παρέχουν πολύ ομαλή κίνηση στην φρέζα εκτροχισμού με αποτέλεσμα η πρόσθεση να παρουσιάζει καλύτερη ποιότητα μορφολογικά.

#### **A.1.1.1 Περιγραφή εξαρτημάτων**

Με την πάροδο του χρόνου εξελίχθηκαν οι μηχανές CNC. Μια αλλαγή ήταν να περικλείεται ολόκληρος ο μηχανισμός σε ένα μεγάλο θάλαμο ως μέτρο ασφαλείας (με τζάμι ασφαλείας στις πόρτες για να επιτρέπει στον χειριστή να παρακολουθεί τη λειτουργία του μηχανήματος(Εικόνα A2), συχνά με πρόσθετες κλειδαριές ασφαλείας για να διασφαλίζεται ότι ο χειριστής απέχει αρκετά από την εργασία για ασφαλή λειτουργία. Τα περισσότερα νέα συστήματα CNC που κατασκευάζονται σήμερα ελέγχονται πλήρως ηλεκτρονικά(Computer Numerical Control 2024).

Ένα σημαντικό ελάττωμα των μηχανών αυτών είναι το λεγόμενο «Σφάλμα-σύγκρουσης» (error,crash). Στην μονάδα CNC, μια "σύγκρουση" συμβαίνει όταν το μηχάνημα κινείται με τέτοιο τρόπο που είναι επιβλαβές προς αυτό. Τα εργαλεία ή τα εξαρτήματα που υποβάλλονται σε κατεργασία μερικές φορές να στρεβλώνουν και σπάνε. Μια ήπια σύγκρουση μπορεί να μην καταστρέψει το μηχάνημα ή τα εργαλεία, αλλά μπορεί να καταστρέψει το εξάρτημα που υποβάλλεται σε κατεργασία, ώστε να πρέπει να απορριφθεί. Πολλά μηχανήματα CNC δεν έχουν αυτόματο έλεγχο της απόλυτης θέσης της κεντρικής τράπεζας ή των εργαλείων όταν είναι ενεργοποιημένα. Είναι συχνά δυνατό να οδηγηθεί το μηχάνημα εκτός των φυσικών ορίων του μηχανισμού μετάδοσης κίνησης, με αποτέλεσμα τη σύγκρουση με τον ίδιο τον εξοπλισμό ή τη βλάβη του μηχανισμού μετάδοσης κίνησης. Πολλά μηχανήματα εφαρμόζουν

παραμέτρους ελέγχου που περιορίζουν την κίνηση του άξονα πέρα από ένα ορισμένο όριο. Ωστόσο, αυτές οι παράμετροι μπορούν συχνά να αλλάξουν από τον χειριστή.

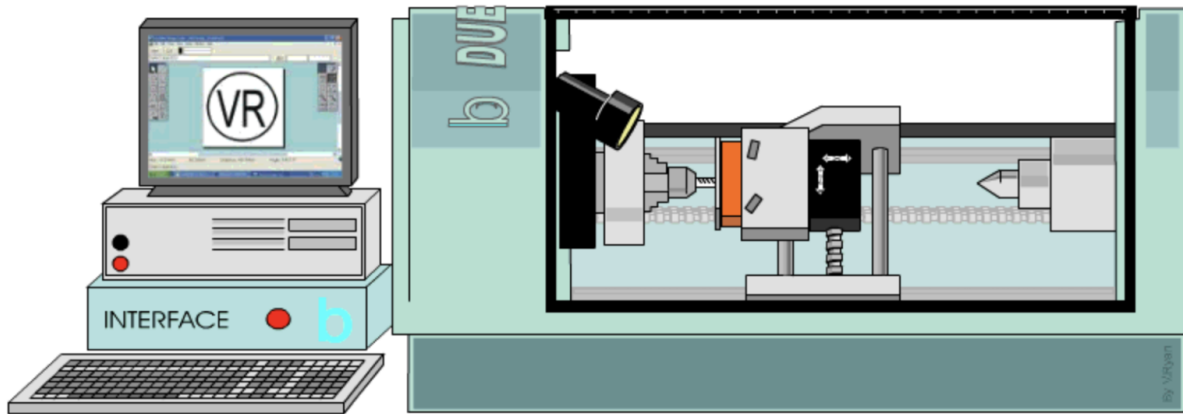
Πολλά μηχανήματα διαθέτουν συστήματα ανίχνευσης φορτίου σε κινητήριο άξονα, αλλά μερικά δεν έχουν. Ακολουθούν αυτοματοποιημένα το ενσωματωμένο λογισμικό (κώδικας G) μηχανικής επεξεργασίας και εναπόκειται στον χειριστή να ελέγχει και να διορθώνει τα πιθανά σφάλματα. Αυτό, βέβαια, προϋποθέτει ανάλογη εκπαίδευση και εξειδίκευση. Τα μηχανήματα που είναι εξοπλισμένα με αισθητήρες φορτίου μπορούν να σταματήσουν την κίνηση του άξονα ή της ατράκτου ως απόκριση σε κατάσταση υπερφόρτωσης, αλλά αυτό δεν αποτρέπει την εμφάνιση σύγκρουσης. Μπορεί μόνο να περιορίσει τη ζημιά που προκύπτει από τη συντριβή. Ορισμένα σφάλματα ενδέχεται να μην υπερφορτώνουν ποτέ κανέναν άξονα ή κινητήριο άξονα. Άρα ο έλεγχος του μηχανήματος από τον χειριστή είναι και σε αυτήν την διαδικασία αναγκαίος.

Αν το σύστημα κίνησης που φέρει την φρέζα έρθει σε σύγκρουση με το ίδιο το μηχάνημα, τότε η φρέζα απλώς πιέζει το εμπόδιο μπροστά της χωρίς να προκαλέσει κάποια υλική ζημιά στον εξοπλισμό. Η μηχανή όμως μπορεί να μην ανιχνεύσει τη σύγκρουση ή την ολίσθηση αυτή. Αν αυτό συμβεί τότε η φρέζα εκτροχισμού θα συνεχίσει να επεξεργάζεται, αλλά σε άλλο σημείο. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα όλες οι επόμενες κινήσεις της να είναι λανθασμένες. Αυτό το γεγονός μπορεί να οδηγήσει σε περαιτέρω συγκρούσεις με το ίδιο το μηχάνημα. Σε μία μηχανή CNC που δεν έχει αισθητήρες κίνησης, η φρέζα θα συνεχίσει να προσπαθεί να κινηθεί ενάντια στο φορτίο έως ότου είτε ο ηλεκτροκινητήρας μεταβεί σε κατάσταση υπερφόρτωσης είτε ένας κινητήρας μεγάλης ακρίβειας δεν καταφέρει να φτάσει στην επιθυμητή θέση.

Η ανίχνευση και η αποφυγή σύγκρουσης είναι δυνατή, μέσω της χρήσης αισθητήρων απόλυτης θέσης για την επαλήθευση της κίνησης. Αλλά αυτό δεν αποτελεί κοινό στοιχείο των περισσότερων εμπορικών μηχανών CNC. Αντίθετα, τα περισσότερα απλά μηχανήματα CNC βασίζονται απλώς στην υποτιθέμενη ακρίβεια των κινητήρων τους. Σε αυτού του είδους τα μηχανήματα δεν είναι διαθέσιμη η ανίχνευση σφάλματος.

Σχέδιο μίας μονάδας CNC (Εικ.Α3)





Εικόνα Α3: Ηλεκτρονικός υπολογιστής με το απαραίτητο λογισμικό(CAD) στα αριστερά που είναι συνδεδεμένος με την μονάδα CNC (CAM) (Ryan, V, CNC WORK,2023)

Πλεονεκτήματα της διαδικασίας κοπής στην οδοντική τεχνολογία :

1. Υψηλή ακρίβεια
2. Τυποποιημένη διαδικασία παραγωγής. Αποτελεσματικό σύστημα ποιοτικού ελέγχου
3. Αυξημένη παραγωγική ικανότητα
4. Γρήγορη παραγωγή
5. Ενεργοποίηση για την χρήση νέων υλικών όπως ζιρκόνια και τιτάνιο
6. Μετατροπή εργαστηρίων από απλούς χώρους κατασκευής προσθετικών εργασιών , σε κέντρα παραγωγής σε κλίμακα

Αυτή την περίοδο οι μονάδες CNC που επιλέγονται περισσότερο από Οδοντικούς τεχνολόγους είναι εκείνες που έχουν πέντε άξονες ώστε να παρέχεται μεγαλύτερη ακρίβεια στις προσθετικές αποκαταστάσεις(είτε είναι μονολιθικές είτε μεταλλικοί σκελετοί).Οι πιο πρόσφατες μονάδες CNC με πέντε άξονες που κυκλοφορούν στην αγορά για οδοντιατρική χρήση φαίνονται παρακάτω (Εικ Α4-Α6):



Εικόνα A4: Dental Ceramill Motion 3 (Amann Girrbach, Pfortzheim, Austria)

Διαθέτει πέντε άξονες. Η κατεργασία των ειδικών υλικών μπορεί να γίνει είτε με την παρουσία νερού (wet) είτε χωρίς (Dry). Έχει ειδική υποδοχή που φέρει 6 φρέζες για αυτόματη εναλλαγή φρεζών.



Εικόνα A5: InLab MC X5 (Dentsply Sirona ,Βόρεια Καρολίνα, ΗΠΑ ).

Το inLab MC X5 μπορεί να χρησιμοποιηθεί για ξηρή ή υγρή παραγωγή ανάλογα με το υλικό και την ένδειξη. Είναι και αυτό πέντε αξόνων. Ιδιαίτερα σημαντικό είναι το γεγονός ότι είναι μία ανοιχτή CNC μονάδα. Αυτό σημαίνει ότι μπορεί να συνδεθεί και με άλλα CAD συστήματα.



Εικόνα A6: Roland DWX-53DC (Roland DG, Ιαπωνία) .

Είναι και αυτό πέντε αξόνων με κυριότερο χαρακτηριστικό την αυτόματη εναλλαγή πλακών επεξεργασίας. Επεξεργάζεται και εν ψυχρώ αλλά και με υγρό τρόπο (dry and wet). Διαθέτει κάμερα για τον έλεγχο της μονάδας.

#### **A.1.1.2 Σκληρή κοπή (Hard milling):**

Σε αυτήν την κατηγορία ανήκουν τα μηχανήματα που επεξεργάζονται υλικά μεγάλης σκληρότητας. Υλικά τα οποία κατά την διάρκεια της επεξεργασίας τους, η επιφάνειες δεν διαμορφώνονται εύκολα. Τέτοια υλικά είναι τα κράματα Co-Cr και Ti καθώς επίσης κάποια ρητινώδη υλικά. Στην πλειοψηφία τους δεν ακολουθούνται από κάποια θερμική κατεργασία που πρόκειται να αλλάξει την μοριακή τους δομή και την αντοχή τους. Οι μηχανές CNC διαμορφώνουν μεταλλικές πλάκες χρωμίου-κοβαλτίου ή και άλλων κραμάτων, και τις μορφοποιούν σε μεταλλικούς σκελετούς ή άλλες προσθετικές εργασίες. Με την σκληρή κοπή γίνεται μία ψυχρή κατεργασία μεταλλικής πλάκας είτε κοβαλτίου-χρωμίου είτε τιτανίου με αποτέλεσμα το προϊόν της διαδικασίας αυτής να παράγεται κατευθείαν και να είναι έτοιμο για άμεση χρήση χωρίς περαιτέρω θερμική κατεργασία. Ένα μεγάλο μειονέκτημα της διαδικασίας αυτής είναι ότι τα υλικά αυτά επειδή διαθέτουν μεγάλη σκληρότητα, έχουν σαν αποτέλεσμα

να φθείρουν τις φρέζες γρηγορότερα σε σχέση με την φθορά που θα είχε ένα υλικό που διαμορφώνεται πιο εύκολα κατά την επεξεργασία του (Min Hong et al. 2020).

#### **A.1.1.3 Μαλακή κοπή (Soft milling technique ):**

Λόγω της μεγάλης σκληρότητας των υλικών που χρησιμοποιούνταν για σκληρή κοπή, δημιουργήθηκαν υλικά που οι επιφάνειές τους διαμορφώνονται ευκολότερα σε σχέση με τα αντίστοιχα της σκληρής κοπής. Μετά την κατεργασία τους από τη μονάδα CNC θα ακολουθήσουν μία θερμική κατεργασία με την οποία θα πάρουν την τελική τους μορφή και σκληρότητα. Σε αυτή την κατηγορία ανήκει και η προσυντηγμένη ζirkονία (Ζirkονία σε θερμοκρασία δωματίου). Εταιρείες πουλάνε το υλικό αυτό στην μορφή συμπιεσμένης σκόνης σε μονοκλινή μορφή (θερμοκρασία δωματίου). Στην συνέχεια αφού γίνει κατεργασία του υλικού από την μονάδα CNC, τότε η ζirkονία τοποθετείται σε έναν ειδικό φούρνο σύντηξης όπου με ειδικά προγράμματα θα γίνει μετατροπή της από μονοκλινή μορφή σε τετραγωνική (1170°C σε 2370°C). Η μετατροπή της ζirkονίας από μονοκλινή φάση σε τετραγωνική συνοδεύεται και από ογκομετρική συρρίκνωση. Στην αγορά υπάρχουν και μπλοκ κοπής από διπυριτικό λίθιο το οποίο μετά την επεξεργασία του θα υποστεί στην συνέχεια μία θερμική κατεργασία (σύντηξη) για να πάρει την τελική του σκληρότητα και αντοχή (Min Hong et al. 2020).

Μια πρόσφατη εξέλιξη στην παραγωγή οδοντικών αποκαταστάσεων Co-Cr είναι η διαμόρφωση μαλακών μετάλλων (-soft milling metal- SMM), με βήματα επεξεργασίας παρόμοια με εκείνα της προσυντηγμένης ζirkονίας. Τα κράματα Co-Cr SMM (πχ Amann Girrbach metal Sintron) μπορούν να υποβληθούν σε επεξεργασία με επιτραπέζιες φρέζες και αποτελούν μια οικονομική επιλογή. Στο μαλακό Co-Cr, τα μεταλλικά στοιχεία του συγκρατούνται μεταξύ τους από ένα συνδετικό υλικό το οποίο συνήθως είναι το κερί (Min Hong et al. 2020). Η επεξεργασία του γίνεται σε ξηρή κατάσταση. Κατά την διάρκεια της σύντηξης, το συνδετικό υλικό εξαχνώνεται και απομακρύνεται από τη μάζα του υλικού με αποτέλεσμα τα μόρια του Co-Cr να έρχονται πιο κοντά το ένα με το άλλο. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα να υπάρχει μία ογκομετρική συρρίκνωση 10%. Μετά τη σύντηξη, το κράμα Co-Cr

παρουσιάζει μικροδομές και μηχανικές ιδιότητες συγκρίσιμες με εκείνες των κραμάτων Co-Cr που παράγονται με τις άλλες τεχνικές.

Μειονεκτήματα της ψυχρής κοπής - διαδικασίας εκτροχισμού:

1. Το κόστος ενός συστήματος CAD-CAM μπορεί να είναι υψηλότερο από τον παραδοσιακό οδοντιατρικό εξοπλισμό .
2. Η ψυχρή κατεργασία κοπής είναι διαδικασία στην οποία αφαιρείται περισσότερο υλικό σε σύγκριση με αυτό που χρησιμοποιείται στο τελικό προϊόν
3. Η ακρίβεια της διαδικασίας επεξεργασίας με την φρέζα εξαρτάται από την διάμετρο της μικρότερης φρέζας. Επομένως, πιθανές λεπτομέρειες επιφάνειας μικρότερες από την διάμετρο του φρεζαρίσματος δεν θα αποδοθούν με ακρίβεια. Αυτό θα συμβάλει στην χαμηλή συγκράτηση της προσθετικής εργασίας.
4. Οι πιθανές χρήσεις CAD-CAM περιορίζονται από τις δυνατότητες του λογισμικού και τους διαθέσιμους ψηφιακούς σαρωτές .

### **A.1.2 Υλικά που χρησιμοποιούνται στην αφαιρετική μέθοδο**

Κερί

Υλικά που αποτελούνται κυρίως από πολυμερή στοιχεία καθώς και κέρινα μέρη μπορούν πλέον να χρησιμοποιηθούν στην αφαιρετική μέθοδο μειώνοντας έτσι το χρόνο παραγωγής και το κόστος (Taiser 2020). Ο παραδοσιακός τρόπος διαμόρφωσης του κεριού απαιτεί από τον οδοντικό τεχνολόγο να έχει εξοικειωθεί με το υλικό και να διαθέτει περισσότερο χρόνο καθώς η μέθοδος αυτή είναι αρκετά χρονοβόρα. Το κέρινο πρόπλασμα στην συνέχεια είναι έτοιμο για να χυτευτεί ή να πρεσαριστεί για να γίνει υαλοκεραμικό. Οι κατασκευαστές προσφέρουν πλέον κέρινες πλάκες για χρήση με τις μηχανές CNC. Οι κατασκευαστές αυτών είναι η VITA(Vita Zahnfabrik,1924 Germany, IVOCCLAR(Ivoclar Vivadent ,1923,Lichtenstein)καθώς και άλλες εταιρείες (Taiser 2020).

## Πολυμεθακρυλικό μεθύλιο

Το πολυμεθακρυλικό μεθύλιο (Poly methyl methacrylate-PMMA) είναι ένα πολυμερές που παράγεται από τον πολυμερισμό του μεθακρυλικού μεθυλεστέρα. Το PMMA είναι ένα υλικό σε μορφή μπλοκ το οποίο χρησιμοποιείται με τις μηχανές CNC (αφαιρετική μέθοδος). Με το PMMA κατασκευάζονται κυρίως στεφάνες, προσωρινές γέφυρες, νάρθηκες και προπλάσματα σκελετών μικρών οδοντοστοιχιών. Οι αποκαταστάσεις από PMMA στιλβώνονται εύκολα (Taiser 2020).

Το PMMA που χρησιμοποιείται σήμερα στην ψηφιακή τεχνολογία CAD-CAM είναι το υλικό επιλογής για κατασκευή ψηφιακών οδοντοστοιχιών με χρώμα και γυαλισμένες επιφάνειες παρόμοιες με εκείνες των συμβατικών οδοντοστοιχιών. Επιπρόσθετα η εφαρμογή εκείνων των οδοντοστοιχιών ήταν σαφώς καλύτερη με μεγαλύτερη στήριξη, συγκράτηση και σταθερότητα. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα ο ασθενής να νιώθει πολύ λιγότερα προβλήματα έλκος με τις ψηφιακές οδοντοστοιχίες σε αντίθεση με τις συμβατικές (Taiser 2020).

## Σύνθετες ρητίνες

Οι σύνθετες ρητίνες αποτελούνται από ανόργανα ή οργανικά σωματίδια ενσωματωμένα σε μία μήτρα οργανικής ρητίνης, ενώ οι άμεσες σύνθετες ρητίνες εφαρμόζονται, διαμορφώνονται και πολυμερίζονται ενδοστοματικά. Οι έμμεσες σύνθετες ρητίνες είναι από ήδη πολυμερισμένα μπλοκ που θα διαμορφωθούν από μηχανές CNC, σχεδιάζονται, τροχίζονται από τις μηχανές και πολυμερίζονται εξωστοματικά ξεπερνώντας έτσι προβλήματα που έχουν οι άμεσες σύνθετες ρητίνες όπως η συστολή πολυμερισμού και το βασικότερο, το υπολειπόμενο μονομερές. Οι σύνθετες ρητίνες που προορίζονται για κοπή από μηχανές CNC, απαιτούν πολύ λίγες παρεμβάσεις μετά από την παραγωγή τους (Awada et al. 2015, Strasser et al. 2018, Zimmermann et al. 2018, Hampe et al. 2019).

## Ενισχυμένα (υψηλής απόδοσης ) πολυμερή

Τα πολυμερή υψηλής απόδοσης είναι μία νέα κατηγορία υλικών που χρησιμοποιούνται. Ο λόγος οφείλεται στο γεγονός ότι έχουν πολύ καλές φυσικομηχανικές ιδιότητες. Η πολυαιθεραιθερκετόνη (Polyether ether ketone-PEEK), η πολυαρυλαιθαιρκετόνη (Pekton-

Anaxdent, North America) καθώς και τα μπλοκ με ίνες ενίσχυσης (trinia, Shofu, Japan) χρησιμοποιούνται για την κοπή σκελετών μερικών οδοντοστοιχιών καθώς και για μικρής έκτασης ακίνητες εργασίες. Τα υλικά αυτά μετά την κοπή έχουν σταθερές μηχανικές ιδιότητες. Επίσης επεξεργάζονται εύκολα από τις μηχανές κοπής διότι είναι πιο μαλακά από τα μέταλλα και επομένως πιο φιλικά για τις μηχανές CNC. Η εφαρμογή των προσθετικών αποκαταστάσεων που δημιουργούνται από αυτά τα υλικά (PEEK κλπ.) είναι συγκρίσιμη με τις υπόλοιπες τεχνικές και σε μερικές περιπτώσεις καλύτερη (Arnold et al. 2018, Negm et al. 2019, Taiser 2020)

### Μέταλλα – Κράματα

Το κοβάλτιο-χρώμιο (Co-Cr), το τιτάνιο καθώς και τα ευγενή μέταλλα μεγάλης περιεκτικότητας σε χρυσό, είναι υλικά που μπορούν να χρησιμοποιηθούν με αυτή την τεχνολογία λόγω της εξάλειψης των πιθανοτήτων κακής χύτευσης της τελικής αποκατάστασης. Το Co-Cr είναι ένα κράμα ανθεκτικό στην διάβρωση και αρκετά φθινό. Χρησιμοποιείται πολλά χρόνια στην οδοντιατρική για την κατασκευή σκελετών κινητών και ακίνητων προσθετικών αποκαταστάσεων. Οι πλάκες Co-Cr (στερεής μορφής) μπορούν να χρησιμοποιηθούν από τις μηχανές CNC για κοπή με την μέθοδο της σκληρής κοπής (κοπή σκληρής πλάκας χρωμίου-κοβαλτίου) είτε με την μέθοδο της μαλακής κοπής. Τα μπλοκ τιτανίου μπορούν να επεξεργασθούν για την κατασκευή εξατομικευμένων κολοβωμάτων για εμφυτεύματα. Στην συνέχεια αυτά μπορούν με την μέθοδο της ανοδίωσης να αλλάξουν χρώμα ώστε να πάρουν το επιθυμητό. Έχουν εξαιρετική βιοσυμβατότητα, αντοχή στη διάβρωση και αναλογία αντοχής προς βάρος. Χρησιμοποιούνται συχνά στην παραγωγή. Περαιτέρω ανάλυση θα γίνει παρακάτω.

Τα υλικά που αναφέρθηκαν σε συνδυασμό με τις τεχνολογίες CAD-CAM, διευκολύνουν τον οδοντικό τεχνολόγο και εξαλείφουν διάφορα προβλήματα που υπήρχαν με τις συμβατικές μεθόδους όπως π.χ. εκείνη της χύτευσης (Arnold et al. 2018, Negm et al. 2019, Taiser 2020).

### Κεραμικά

Υπάρχουν πολλά είδη κεραμικών που χρησιμοποιούνται στην αφαιρετική τεχνική. Πορσελάνη αστρίου με την μορφή μπλοκ καθώς και διπυριτικό λίθιο είναι μερικά από αυτά. Η επιλογή του

κατάλληλου κεραμικού υλικού απαιτεί γνώσεις και γι' αυτό είναι πολλές φορές μία δύσκολη διαδικασία.

### **A.1.3 Αφαίρεση με λέιζερ (laser ablation):**

Η αφαίρεση με λέιζερ ή η κοπή με λέιζερ ή αλλιώς φωτοαφαίρεση είναι η διαδικασία αφαίρεσης υλικού από μια στερεή επιφάνεια χρησιμοποιώντας δέσμη λέιζερ. Αυτό επιτυγχάνεται ακτινοβολώντας την επιφάνεια με δέσμη λέιζερ. Σε χαμηλή ροή λέιζερ, το υλικό θερμαίνεται από την απορροφούμενη ενέργεια και εξατμίζεται ή εξαχνώνεται.

Το σύστημα κοπής με λέιζερ είναι παρόμοιο με τα παραδοσιακά συστήματα ψυχρής κοπής με χρήση φρέζας. Χρησιμοποιεί την δέσμη λέιζερ για να αφαιρέσει το επιπλέον υλικό χωρίς την χρήση εργαλείων κοπής. Αυτή η τεχνολογία είναι σχετικά νέα στην οδοντιατρική και εισήχθη από την Dental Wings (Straumann, Montreal, Canada) με την συσκευή κατασκευής προσθετικών αποκαταστάσεων Lasermill (Straumann, Montreal Canada). Το σύστημα DWLM (dental wings lasermill) χρησιμοποιεί ενέργεια λέιζερ για να ρευστοποιήσει το υλικό που αποτελεί περίσσεια για την πρόσθεση που κόβεται. Η περίσσεια του υλικού στην συνέχεια απομακρύνεται από το μπλοκ κατασκευής, διασφαλίζοντας ότι το υπόλοιπο υλικό δεν επηρεάζεται αρνητικά. Η δέσμη λέιζερ μετακινείται με έξι ανεξάρτητους άξονες για την κοπή της τελικής οδοντικής αποκατάστασης. Αυτή η κίνηση του λέιζερ γίνεται σύμφωνα με εντολές που καθοδηγούνται από το αρχείο σχεδίασης STL της εργασίας. Η αφαίρεση υλικού με την χρήση λέιζερ μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την παραγωγή διαφόρων οδοντικών αποκαταστάσεων, όπως είναι οι στεφάνες, γέφυρες, ένθετα, επένθετα κλπ.

Η διαδικασία κατασκευής ενός τρισδιάστατου αντικείμενου με το σύστημα αφαίρεσης με λέιζερ ξεκινά με τον σχεδιασμό του τρισδιάστατου μοντέλου στο ειδικό λογισμικό όπως αναφέρθηκε. Μετά την μεταφόρτωση του αρχείου CAD στο σύστημα, η μηχανή κοπής αφαιρεί υλικό από ένα μπλοκ χρησιμοποιώντας εκατομμύρια παλμούς λέιζερ υψηλής έντασης, μέχρι να ολοκληρωθεί η τελική διαμόρφωση της κατασκευής. Κάθε παλμός λέιζερ αφαιρεί μια μικρή ποσότητα υλικού από το μπλοκ με εξάτμιση της περισσειας του υλικού. Το μέγεθος σημείου εστίασης των παλμών λέιζερ είναι πολύ μικρό καθιστώντας την ανάλυση αυτού του



συστήματος υψηλότερη από οποιοδήποτε άλλο παραδοσιακό σύστημα.(DowDing 2010). Τέλος, ολοκληρώνεται η προσθετική αποκατάσταση χωρίς την ανάγκη δευτεροβάθμιων σταδίων κρυστάλλωσης .

Πλεονεκτήματα της αφαίρεσης με λέιζερ :

Το σύστημα αφαίρεσης με λέιζερ είναι πολύ ακριβές και μπορεί να διαμορφώσει στεφάνες με χαρακτηριστικά υψηλής ανάλυσης. Αυτό συμβαίνει επειδή η διάμετρος της δέσμης λέιζερ είναι μικρότερη από την διάμετρο των φρεζών στα παραδοσιακά συστήματα φρεζαρίσματος. Το σύστημα αφαίρεσης υλικού με λέιζερ είναι επίσης ενσωματωμένο με μια διαδικασία τρισδιάστατης σάρωσης για επίτευξη ελέγχου υψηλής ποιότητας κατά την διαδικασία της κοπής. Επιπλέον, αυτή η τεχνική μειώνει ορισμένα προβλήματα που σχετίζονται με την παραδοσιακή κοπή όπως είναι η θραύση των λεπτών άκρων (αποφλοιώση)

Το αρχικό κόστος του εξοπλισμού κοπής με λέιζερ και των υλικών είναι υψηλό. Ωστόσο το συνολικό κόστος του συστήματος κοπής με λέιζερ είναι χαμηλότερο από το παραδοσιακό σύστημα φρεζαρίσματος. Αυτό συμβαίνει λόγω του χαμηλού λειτουργικού κόστους αφού το σύστημα δεν χρησιμοποιεί εργαλεία κοπής, όπως οι φρέζες, τα οποία πρέπει να αντικαθίστανται συχνά λόγω θραύσης και φθοράς (DowDing 2010).

## **A.2. Προσθετική μέθοδος (Additive)**

Η προσθετική μέθοδος παραγωγής περιλαμβάνει την τρισδιάστατη εκτύπωση.

Η Αμερικάνικη Εταιρία Δοκιμής Υλικών (American Society for Testing Materials ASTM)(Tejas et al. 2019) ορίζει σαν προσθετική μέθοδο “την διαδικασία ένωσης υλικών μεταξύ τους με σκοπό την δημιουργία τρισδιάστατων αντικειμένων συνήθως στρώμα με στρώμα “ σε αντίθεση με την αφαιρετική μέθοδο .

Η ψηφιακή πληροφορία CAD που χρειάζεται για να παραχθεί το τρισδιάστατο αντικείμενο, εξάγεται με την μορφή ενός STL αρχείου (Standard Triangulation Language). Το STL αρχείο είναι ένας τύπος αρχείου τριγωνικής αναπαράστασης ενός τρισδιάστατου αντικειμένου.

**Τρισδιάστατη εκτύπωση ή ταχεία πρωτοτυποποίηση (RapidPrototyping)** ή γνωστή και ως κατασκευή στερεών ελεύθερων μορφών (solid free form), είναι ένας τύπος κατασκευής προσθέσεων που δημιουργεί τρισδιάστατα αντικείμενα σε ένα πλαίσιο στρώμα προς στρώμα. Έτσι τοποθετούνται διαδοχικά στρώματα υλικού μέχρι να σχηματιστεί το τελικό αντικείμενο. Στην ταχεία πρωτοτυποποίηση ανήκουν οι τεχνολογίες τήξης με λέιζερ καθώς και τεχνολογίες όπως η στερεολιθογραφία (Stereolithography), ψηφιακή προβολή φωτός (Digital light projection) καθώς και η εκτόξευση υλικού (Polyjet και Materialjet).

Στις **τεχνολογίες τήξης με λέιζερ** ανήκει η άμεση τήξη μετάλλου με λέιζερ (Direct laser melting sintering-DMLS), η επιλεκτική τήξη με λέιζερ (Selective Laser Melting), η επιλεκτική πυροσυσσωμάτωση με λέιζερ (Selective Laser Sintering) και η τήξη με δέσμη ηλεκτρονίων (Electron Beam Melting). Αυτές οι τεχνολογίες αναφέρονται γενικά ως σύντηξη σκόνης σε στρώσεις (Powder Bed Fusion).

**Τύποι τεχνολογίας τρισδιάστατης εκτύπωσης :**

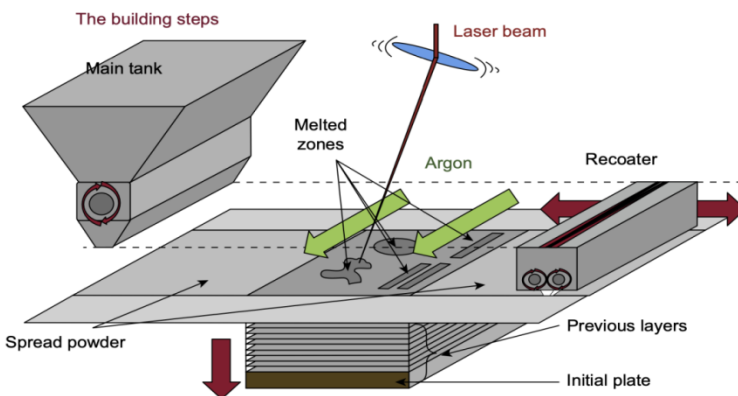
#### **A.2.1 Σύντηξη σκόνης σε στρώσεις (Powder Bed Fusion-PBF)**

Η σύντηξη σκόνης σε στρώσεις (PBF), είναι μία τεχνολογία κατασκευής που χρησιμοποιείται για την επεξεργασία τρισδιάστατων αντικειμένων σε σχεδιασμό στρώματος-στρώματος χρησιμοποιώντας λέιζερ υψηλής ισχύος που τήκει διαδοχικά στρώματα συμπιεσμένης σκόνης. Είναι μία γενικευμένη έννοια που περιλαμβάνει την τεχνολογία SLM, SLS, EBM και DMLS. Η διαδικασία σύντηξης σκόνης με βάση το λέιζερ απεικονίζεται σχηματικά στο παρακάτω σχήμα (Εικ.Α7). Μια δέσμη λέιζερ σαρώνει με ελεγχόμενη ταχύτητα τις επιλεγμένες θέσεις της σκόνης και συγχωνεύει τη σκόνη στο στερεό υλικό από κάτω είτε με πλήρη τήξη όπως στην διαδικασία επιλεκτικής τήξης με λέιζερ (SLM)] είτε μερική τήξη όπως στην επιλεκτική πυροσυσσωμάτωση με λέιζερ (SLS). Η σκόνη τήκεται στο πρώτο επίπεδο στρώματος και στην συνέχεια ακολουθεί επικάλυψη με επόμενο στρώμα σκόνης. Η διαδικασία επαναλαμβάνεται μέχρι να κατασκευαστεί πλήρως το εξάρτημα- μεταλλικός σκελετός. Η διαδρομή σάρωσης λέιζερ σε κάθε στρώμα ορίζεται από τη γεωμετρία του τμήματος στην αντίστοιχη θέση και την επιλεγμένη στρατηγική σάρωσης.

Ο ενσωματωμένος θάλαμος προστατεύεται από τη ροή αδρανούς αερίου (αργό, άζωτο) κατά την επεξεργασία για την αποφυγή οξείδωσης του κράματος. Επειδή η ροή αερίου βοηθά επίσης στην απομάκρυνση του συμπυκνώματος που παράγεται από την τήξη της σκόνης, η ομοιογενής ροή αερίου στην περιοχή κατασκευής παίζει σημαντικό ρόλο στην ποιότητα και τις ιδιότητες των εξαρτημάτων που επεξεργάζονται με SLM (Zhao C et al. 2017).

Με βάση την περιγραφή της διαδικασίας, είναι σημαντικό να επιτευχθεί ένα ομοιογενές πάχος σκόνης σε κάθε στρώμα για να ελέγχεται η ποιότητα του εξαρτήματος-μεταλλικού σκελετού που κατασκευάζεται από διαδικασίες σύντηξης σκόνης με λέιζερ. Έχουν αναπτυχθεί διάφορες μέθοδοι για την παροχή και την εξομάλυνση της σκόνης σε κάθε στρώμα πριν από τη σάρωση με λέιζερ.

Επαρκής σκόνη για την κατασκευή κάθε στρώσης μπορεί να παραχθεί ρίχνοντας έναν ελεγχόμενο όγκο μέσω μιας χοάνης ή ανυψώνοντας το φυσίγγιο τροφοδοσίας σε ελεγχόμενο ύψος. Στη συνέχεια, η σκόνη απλώνεται ομοιόμορφα στην πλατφόρμα κατασκευής με ένα ρολό ή έλασμα που περιστρέφεται αντίθετα. Ένα σύστημα παροχής σκόνης θα πρέπει να μεγιστοποιεί την ικανότητα της σκόνης να ρέει, να ελαχιστοποιεί το σχηματισμό ενός νέφους ξένων σωματιδίων και να ελαχιστοποιεί τις δυνάμεις διάτμησης στο προηγούμενο στρώμα της κατασκευής.



Εικόνα A7: Σχηματική απεικόνιση μηχανής Powder Bed Fusion(Sun et al. 2017) .

### A.2.2 Άμεση τήξη μετάλλου με λέιζερ (Direct Melting Laser Sintering – DMLS)

Η DMLS είναι μια μέθοδος προσθετικής κατασκευής, κατά την οποία, μια δέσμη λέιζερ υψηλής έντασης (συνήθως αερίου CO<sub>2</sub> ή Argon) οδηγείται πάνω σε μια τράπεζα μεταλλικής σκόνης και ρευστοποιεί μεταλλικά σωματίδια ακολουθώντας τη διαδρομή που έχει προγραμματίσει το CAD. Αυτή η τεχνολογία είναι μία από τις διαδικασίες της επιλεκτικής πυροσυσσωμάτωσης με λέιζερ (SLS), η οποία επίσης τοποθετεί ρευστή μεταλλική σκόνη, στρώμα προς στρώμα για την δημιουργία πραγματικών τρισδιάστατων εξαρτημάτων. Η τεχνολογία αυτή επιτρέπει την κατασκευή πρόσθεσης από ένα αρχείο CAD. Η διαδικασία DMLS χρησιμοποιεί μια δέσμη λέιζερ υψηλής ισχύος συνήθως αερίου CO<sub>2</sub> για να συσσωματώσει υλικά μεταλλικής σκόνης ή λιωμένο μέταλλο για την δημιουργία του εξαρτήματος. Το αέριο Αργό (Argon) είναι για τον έλεγχο της ατμόσφαιρας στη δομή του θαλάμου λόγω της αδρανούς φύσης του. Κατά τη διάρκεια της κατασκευής, οι πλατφόρμα δόμησης και η πλατφόρμα αποθήκευσης που φέρει την μεταλλική σκόνη, κατεβαίνουν σταδιακά έτσι ώστε τα ελάσματα επαναεπίστρωσης να μπορούν να κινούνται χωρίς να γίνει σύγκρουση. Ο εφαρμογέας (που επαλείφει την μεταλλική σκόνη) κινείται από τα δεξιά προς τα αριστερά με αυτόν τον τρόπο, η μεταλλική σκόνη διαχέεται από την πλατφόρμα αποθήκευσης στην περιοχή της δόμησης και η περίσσεια της μεταλλικής σκόνης πέφτει σε μία τρίτη πλατφόρμα τον συλλέκτη. Στη συνέχεια, η δισδιάστατη διατομή του στρώματος πυροσυσσωμάτωσης με ακρίβεια μέσω του λέιζερ υψηλής ισχύος. Η ενέργεια που απορροφάται από τη μεταλλική σκόνη προκαλεί στερεοποίηση και πυροσυσσωμάτωση των στερεοποιημένων περιοχών από κάτω. Μέσα σε λίγες ώρες, οι μηχανές DMLS μπορούν να παράγουν τρισδιάστατα εξαρτήματα με υψηλή πολυπλοκότητα και ακρίβεια.

### **A.2.3 Επιλεκτική πυροσυσσωμάτωση με λέιζερ (Selective Laser Sintering – SLS)**

Κατά τη διάρκεια αυτής της διαδικασίας, μια δέσμη λέιζερ υψηλής ισχύος εστιάζεται σε μια τράπεζα σκόνης μετάλλου, η οποία στη συνέχεια διατηρείται σε ένα λεπτό στερεό στρώμα (20 έως 100 μm). Στη συνέχεια τοποθετείται ένα άλλο στρώμα σκόνης, το οποίο αποτελεί την επόμενη ζώνη του πλαισίου. Στη συνέχεια, το λέιζερ συγχωνεύει το ανώτερο στρώμα με το στρώμα που βρίσκεται από κάτω. Αυτή η διαδικασία επαναλαμβάνεται μέχρι να κατασκευαστεί το τρισδιάστατο (3D) αντικείμενο.

Ο θάλαμος κατασκευής σφραγίζεται και διατηρείται σε θερμοκρασία λίγο κάτω από το σημείο τήξης στο οποίο πυροσυσσωμάτωναται η μεταλλική σκόνη. Τα αντικείμενα που κατασκευάζονται με μερική τήξη χαρακτηρίζονται από υψηλό πορώδες, με αρχικά μόνο σημειακές επαφές μεταξύ των σωματιδίων. Κατά τη διάρκεια της θέρμανσης με λέιζερ, διάφοροι μηχανισμοί πυροσυσσώματωσης και αναδιάταξης προκαλούν τη σύνδεση και τη συμπύκνωση της σκόνης. Χρησιμοποιώντας τη μεθοδολογία πυροσυσσώματωσης με μερική τήξη, η πλήρης εξάλειψη του πορώδους δεν είναι γενικά δυνατή, καθώς προκύπτουν απωστικές δυνάμεις μεταξύ των σωματιδίων σε υψηλό κλάσμα του υγρού συστατικού σύνδεσης. Το γεγονός του υψηλού πορώδους καθιστά την SLS να μην χρησιμοποιείται για παραγωγή μεταλλικών προσθέσεων αλλά σε αντίθετη περίπτωση για την κατασκευή αποκαταστάσεων από πολυμερή υλικά.

#### **A.2.4 Επιλεκτική τήξη με λέιζερ (Selective Laser Melting - SLM)**

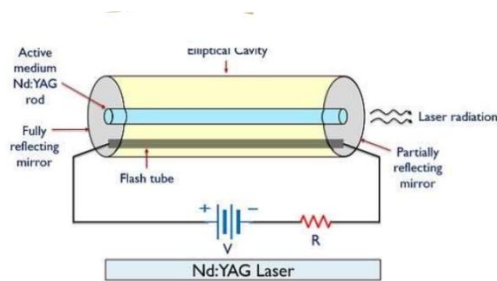
Λόγω της ανάπτυξης ισχυρών λέιζερ υψηλής ποιότητας, η μερική τήξη του SLS έχει αντικατασταθεί από την πλήρη τήξη. Αυτές οι νεότερες τεχνολογίες αναφέρονται ως τεχνολογίες πυροσυσσώματωσης μετάλλων με λέιζερ (MLS) ή επιλεκτικής τήξης με λέιζερ (SLM). Αν και η επιφανειακή τελειοποίηση είναι σημαντικά καλύτερη από την προηγούμενη διαδικασία, οι θερμοκρασίες που προκαλούνται κατά τη διαδικασία κατασκευής προκαλούν υψηλές εσωτερικές τάσεις στο τελικό εξάρτημα και επομένως απαιτείται θερμική επεξεργασία μετά την κατασκευή. Το SLM είναι μία από τις διαδικασίες σύντηξης σκόνης, οι οποίες χρησιμοποιούνται ευρέως στη βιομηχανία AM. Όπως υποδηλώνει το όνομα, το SLM χρησιμοποιεί μια δέσμη λέιζερ που λιώνει και συγχωνεύει τις μεταλλικές σκόνες μεταξύ τους. Ένα λεπτό στρώμα σκόνης εναποτίθεται πάνω από μια πλάκα (βάση) ή στο στρώμα που είχε εναποτεθεί προηγουμένως και η δέσμη λέιζερ τήκει και συγχωνεύει τα σωματίδια σκόνης επιλεκτικά, όπως υπαγορεύεται από τα δεδομένα CAD (Εικ.Α8). Διάφορες παράμετροι διαδικασίας πρέπει να ρυθμιστούν προσεκτικά προκειμένου να κατασκευαστεί ένα εξάρτημα χωρίς ελαττώματα. Μερικές από τις σημαντικές παραμέτρους αυτής της επεξεργασίας είναι η ισχύς του λέιζερ, η ταχύτητα σάρωσης του λέιζερ, η απόσταση της δέσμης λέιζερ, οι επικαλύψεις και η μορφολογία του τρισδιάστατου αντικειμένου, κ.λπ., οι οποίες έχουν επίσης σημαντική επίδραση στις μηχανικές ιδιότητες των εξαρτημάτων. Η όλη διαδικασία λαμβάνει

χώρα μέσα σε έναν κλειστό θάλαμο, συνήθως γεμάτο με ένα αδρανές αέριο όπως το N<sub>2</sub> ή το Ar, ανάλογα με την αντιδραστικότητα της μεταλλικής σκόνης που θα χρησιμοποιηθεί. Επιπλέον, ο θάλαμος κατασκευής υπόκειται σε συνθήκες υπερβολικής πίεσης. Η παρουσία αδρανούς αερίου και συνθήκες υπερπίεσης στον θάλαμο ελαχιστοποιεί τη μόλυνση με οξυγόνο κατά τη διάρκεια της διαδικασίας (Prashanth et al. 2017). Υπάρχει πάντα η δυνατότητα χρήσης θέρμανσης πλάκας υποστρώματος (200–500°C) προκειμένου να ελαχιστοποιηθεί ο ρυθμός ψύξης, εάν είναι επιθυμητό, Η θέρμανση της πλάκας υποστρώματος(βάση) είναι απαραίτητη για την μείωση του ρυθμού ψύξης, προκειμένου να αποφευχθεί πιθανή ρωγμή κατά τη στερεοποίηση του αντικειμένου.

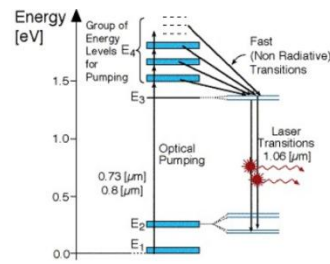
Το SLM θεωρείται ως η πιο ευέλικτη διεργασία AM, επειδή μπορεί να επεξεργαστεί ένα ευρύ φάσμα υλικών, συμπεριλαμβανομένων των κραμάτων με βάση το Al, τα κράματα με βάση το Ti, τα κράματα με βάση τον Fe, Κράματα με βάση το Ni, κράματα με βάση το Cu και τα σύνθετά τους. Επιπλέον, οι αναφορές δείχνουν επίσης ότι η SLM είναι ικανό να παράγει άμορφα υλικά, λόγω των υψηλών ρυθμών ψύξης που παρατηρούνται κατά τη διάρκεια της διαδικασίας. Πρόσφατες αναφορές(Prashanth et al.2017),δείχνουν ότι οι μηχανικές ιδιότητες των κραμάτων μπορούν επίσης να ρυθμιστούν ανάλογα με την απαίτηση, μεταβάλλοντας τις παραμέτρους της διαδικασίας κατά τη διάρκεια της διαδικασίας (όπως διακύμανση περιγράμματος, θέρμανση πλάκας βάσης, εσωτερική θερμική επεξεργασία κ.λπ.), οι οποίες με τη σειρά τους έχουν επίδραση στην τελική μικροδομή των μερών(Prashanth et al. 2017). Η διαδικασία είναι σχετικά αργή. Ωστόσο, μπορούν να εισαχθούν πολλαπλές πηγές λέιζερ για τη βελτίωση του ρυθμού δόμησης της διαδικασίας SLM. Μελέτες έχουν δείξει ότι οι σκόνες μπορούν θεωρητικά να χρησιμοποιηθούν επανειλημμένα. Αυτό μειώνει τη σπατάλη πρώτων υλών και ως εκ τούτου οδηγεί σε ένα πιο οικολογικό περιβάλλον (Ardila et al. 2014).

Η πλατφόρμα δόμησης της μηχανής τήξης λέιζερ θερμαίνεται σε θερμοκρασία περίπου 200 °C και διατηρείται σε αυτή τη θερμοκρασία κατά τη διάρκεια της διαδικασίας. Μετά η ακτίνα λέιζερ επικεντρώνεται στην διαστρωμάτωση της σκόνης για να μεταδώσει ενέργεια στη σκόνη μέσω φωτονίων που λιώνουν τη μεταλλική σκόνη σε θερμοκρασία μεταξύ 500 και 1000 °C. Διάφορες παράμετροι του λέιζερ μπορούν να προσαρμοστούν όπως η πηγή του λέιζερ, η ισχύς του λέιζερ και το μήκος κύματος για να επιτευχθεί μια βέλτιστη τήξη της σκόνης. Τα λέιζερ που

χρησιμοποιούνται είναι συχνά λέιζερ CO<sub>2</sub> ή ίνες λέιζερ (Nd-Νεοδύμιο): YAG ή Yb(Υπτέρβιο): YAG) με ισχύ 200 έως 300 Watt. Ο Nd: YAG(εικόνα Α7) κρύσταλλος χρησιμοποιείται συνήθως στα λέιζερ ενώ ο κρύσταλλος Yb: YAG είναι ένα νέο μέσο, και έχει μεγαλύτερο εύρος ζώνης απορρόφησης, χαμηλότερη θερμική φόρτιση ανά μονάδα ισχύος αντλίας και μεγαλύτερη διάρκεια ζωής από το Nd: YAG. Έτσι, το Yb: YAG αναμένεται να αντικαταστήσει το Nd: YAG



Circuit Globe



YAG- yttrium aluminum garnet, is a crystal that is used as a lasing medium for solid-state lasers.

Εικόνα Α8:Σχηματική απεικόνιση ενός Nd:YAG λέιζερ. Το Nd:YAG είναι γρανάτης αλουμίνιου του υτρίου και χρησιμοποιείται στα λέιζερ για την παραγωγή θερμότητας.(Nd YAG laser available online <https://circuitglobe.com/ndyag-laser.html>)

Η ισχύς του λέιζερ, η ταχύτητα σάρωσης, η γωνία ανοίγματος (γωνία μεταξύ δύο διαδοχικών σαρώσεων και αριθμός σαρώσεων μέχρι την επάνοδο στην αρχική διεύθυνση) και το πάχος του στρώματος είναι σημαντικοί παράμετροι που μπορούν να επηρεάσουν τη διαδικασία τήξης της σκόνης (Alcisto et al. 2011, Abd et al. 2012, Koutsoukis et al. 2015). Για παράδειγμα, χαμηλή ισχύς λέιζερ, υψηλή ταχύτητα σάρωσης, και μεγάλο πάχος στρώματος μπορεί να οδηγήσει σε ανεπαρκή ενέργεια για να λιώσει η σκόνη. Ενώ, υψηλής ισχύος λέιζερ και χαμηλή ταχύτητα σάρωσης μπορεί να οδηγήσει σε εξάτμιση των λιωμένων υλικών.

Επίσης, η λανθασμένη κλίση της γωνίας πρόσπτωσης μπορεί να οδηγήσει σε εμφάνιση πορώδους στο επεξεργασμένο αντικείμενο. Επομένως, ένας κατάλληλος συνδυασμός αυτών των παραμέτρων είναι ζωτικής σημασίας για την επεξεργασία ενός επιτυχημένου αντικειμένου (Yap et al. 2015).

Η επιλογή της τεχνολογίας τρισδιάστατης εκτύπωσης στην οδοντιατρική εξαρτάται από παράγοντες όπως η συγκεκριμένη εφαρμογή, οι απαιτήσεις σε υλικά και το επίπεδο ακρίβειας που απαιτείται για την οδοντιατρική συσκευή ή το μοντέλο. Καθώς η τεχνολογία συνεχίζει να εξελίσσεται, ενδέχεται να προκύψουν νέες εφαρμογές για διάφορες μεθόδους τρισδιάστατης εκτύπωσης, συμπεριλαμβανομένης της SLS, στον τομέα της οδοντιατρικής.

Κοινά χαρακτηριστικά τεχνικών SLM και SLS :

Διαδικασία πυροσυσσωμάτωσης στρώμα-προς-στρώμα: Τόσο η SLM όσο και η SLS κατασκευάζουν αντικείμενα στρώμα προς στρώμα, το οποίο αποτελεί κοινό χαρακτηριστικό σε πολλές διαδικασίες προσθετικής κατασκευής. Δεν υπάρχει ανάγκη για εργαλεία: Σε αντίθεση με τις παραδοσιακές μεθόδους κατασκευής, ούτε η SLM ούτε η SLS απαιτούν καλούπια ή εργαλεία, γεγονός που τις καθιστά πιο κατάλληλες για την ταχεία κατασκευή πρωτοτύπων και την παραγωγή χαμηλού όγκου. Επιπρόσθετα υπάρχει ελευθερία σχεδιασμού: Και οι δύο διαδικασίες επιτρέπουν πολύπλοκες γεωμετρίες και περίπλοκα σχέδια που μπορεί να είναι δύσκολα ή αδύνατα με τις παραδοσιακές τεχνικές κατασκευής.

Μια μεγάλη ποικιλία υλικών μπορεί να χρησιμοποιηθεί στην επιλεκτική πυροσυσσωμάτωση λέιζερ (SLS) και στην Επιλεκτική τήξη με λέιζερ (SLM) συμπεριλαμβανομένων των πολυμερών, κεραμικών και μετάλλων (Manu et al. 2022).

Πολυμερή υλικά (για την τεχνολογία SLS):

Τα πολυμερή χρησιμοποιούνται στην τεχνολογία SLS. Διαφορετικοί τύποι σκόνης πολυμερούς μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε τεχνολογία SLS όπως πολυαμίδια, PS (πολυστυρόλιο), PC (πολυανθρακικό), πολυπροπυλένιο, ABS (στυρόλιο πολυακρυλονιτριλίου βουταδιενίου), HDP (πολυαιθυλένιο υψηλής πυκνότητας), και PEEK (πολυαιθέρα αιθέρα κετόνη).

Κεραμικά υλικά (για την τεχνολογία SLS):

Επιπλέον, κεραμικά υλικά όπως π.χ. HA (υδροξυαπατίτης), φωσφορικό τρικάλιο (TCP) και αλουμίνα ( $Al_2O_3-SiO_2$ ) μπορεί να χρησιμοποιούνται στο SLS.



### Κράματα (για την τεχνολογία SLS)

Η ποιότητα της σκόνης των κραμάτων Co-Cr που κυρίως χρησιμοποιούνται στη διαδικασία τήξης λέιζερ καθορίζει την ποιότητα του τελικού προϊόντος και επηρεάζεται από τη σύνθεση, το μέγεθος, το σχήμα, τη μορφολογία και την ποσότητα του εσωτερικού πορώδους (Sohini et al 2022). Έτσι συνιστάται να χρησιμοποιείται μια καθορισμένη μεταλλική σκόνη 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 επηρεάζει τις ιδιότητες των επεξεργασμένων αντικειμένων. Επομένως, είναι σημαντικό να μετρηθεί η στοιχειακή σύνθεση της ανακυκλωμένης σκόνης και να αφαιρείται πιθανή μόλυνση από το σκόνη για χρήση εντός των προδιαγραφών της. Σκόνες με μικρότερα σωματίδια σκόνης μπορούν να βελτιώσουν την επιφάνεια, αλλά είναι πιο δαπανηρές από τα σωματίδια μεγάλου μεγέθους. Άρα η χρήση μιας σκόνης λεπτής κατανομής σωματιδίων μπορεί να βελτιώσει την τελική επιφάνεια και να μειώσει το κόστος. Οι λείες επιφάνειες των σωματιδίων της σκόνης παράγουν λιγότερο πορώδες, ενώ τα σφαιρικά σωματίδια σκόνης τείνουν να βελτιώνουν την φαινομενική πυκνότητα. (George et al. 2017, Herzog et al. 2016)

### Κράματα (Κυρίως για την τεχνολογία SLM):

Σκόνες μετάλλων συμπεριλαμβανομένων κραμάτων κοβαλτίου-χρωμίου (Co-Cr), κραμάτων τιτανίου (Ti) και χάλυβα είναι τα κύρια υλικά χρησιμοποιούνται με την τεχνική τήξης λέιζερ. Οι σκόνες Co-Cr χρησιμοποιούνται συνήθως για κατασκευή οδοντικών στεφάνων και σκελετών μερικών αφαιρούμενων οδοντικών προθέσεων (Μερικές Οδοντοστοιχίες), ενώ σκόνη τιτανίου (Ti) έχει χρησιμοποιηθεί για οδοντικά εμφυτεύματα. Η σκόνη κράματος κοβαλτίου-χρωμίου περιέχει μολυβδαίνιο, βολφράμιο, πυρίτιο, Δημήτριο, σίδηρο, μαγγάνιο και άνθρακα. Πλέον το νικέλιο και το βηρύλλιο δεν χρησιμοποιούνται σαν συστατικά κραμάτων. Οι μεταλλικές σκόνες που χρησιμοποιούνται στην τεχνολογία προσθήκης με λέιζερ είναι συνδυασμός σωματιδίων με μεγέθη από 3 έως 14  $\mu\text{m}$  (Vijay et al. 2013, Koutsoukis et al. 2015). Ανάλογα με τους

κατασκευαστές των τεχνολογιών προσθήκης, η σύνθεση και οι μηχανικές ιδιότητες του κοβαλτίου-χρωμίου μπορεί να διαφέρει από προϊόν σε προϊόν. Από την άλλη μεριά όμως, κράματα τιτανίου που χρησιμοποιούνται στην οδοντιατρική δείχνουν πολύ μικρές διαφορές στην σύνθεση, τις φυσικές και μηχανικές ιδιότητες ανεξάρτητα από κάθε τεχνολογία προσθήκης.

#### Πλεονεκτήματα της τήξης με Laser

Μερικά από τα μεγαλύτερα πλεονεκτήματα της χρήσης του SLM ως διαδικασίας AM είναι: η χρήση μεγάλης ποικιλίας υλικών, η δυνατότητα επεξεργασίας των ιδιοτήτων του υλικού κατά την επεξεργασία του εξαρτήματος που πρόκειται να εκτυπωθεί, η αυξημένη λειτουργικότητα, το σχετικά χαμηλό κόστος και η παραγωγή σχεδόν καθαρού διαμορφωμένου εξαρτήματος έτοιμο προς χρήση. Το SLM μπορεί να έχει τα ακόλουθα μειονεκτήματα: είναι σχετικά αργή διαδικασία (λόγω των περιορισμών της ταχύτητας της διαδικασίας), έχει μεγάλους περιορισμούς στα μεγέθη των κατασκευών, χρήση υψηλής ενέργειας, υψηλό αρχικό κόστος, η βελτιστοποίηση των παραμέτρων της διαδικασίας είναι χρονοβόρα, ο χειρισμός της σκόνης μπορεί να είναι δύσκολος και τα παραγόμενα μέρη μπορεί να έχουν αδρές επιφάνειες (ανάλογα με το μέγεθος της σκόνης και τις παραμέτρους της διαδικασίας). Επιπλέον, εύθραυστα υλικά και υλικά υψηλής θερμοκρασίας που δεν μπορούν να δεχτούν υψηλή εσωτερική καταπόνηση κατά τη διαδικασία κατασκευής θα οδηγήσουν σε ρωγμές των εξαρτημάτων. Αυτό το πρόβλημα σε κάποιο βαθμό μπορεί να ξεπεραστεί με τη μείωση του ρυθμού ψύξης με χρήση θέρμανσης της πλάκας υποστρώματος (Prashanth et al. 2015a, 2017b). Ταυτόχρονα, μπορεί επίσης να οδηγήσει σε ανισότροπη μικροδομή στο υλικό κατά μήκος του άξονα κατασκευής του, κάτι που είναι σημαντικό για τις ιδιότητες του μεταλλικού σκελετού ή οποιασδήποτε μεταλλικής αποκατάστασης στην οδοντιατρική. (Prashanth et al. 2017b)

#### Υψηλή ακρίβεια και ποιότητα

Η ακρίβεια της τήξης με λέιζερ είναι εξαιρετικά υψηλή. Αυτή η τεχνολογία είναι σε θέση να κατασκευάσει τρισδιάστατα αντικείμενα με ακρίβεια της τάξης των  $\pm 20 \mu\text{m}$ . Το ελάχιστο μέγεθος αντικειμένου που μπορεί να εκτυπωθεί είναι 75-100  $\mu\text{m}$ . Ωστόσο, η ακρίβεια εξαρτάται από τις παραμέτρους επεξεργασίας, κατεύθυνση δέσμης και γεωμετρία των

αντικειμένων. Η τεχνολογία τήξης με λέιζερ επιτρέπει την παραγωγή ενός πολύπλοκου τρισδιάστατου σχεδιασμού και γεωμετρίας, σε αντίθεση με τις αφαιρετικές τεχνικές κατασκευής. Σε σύγκριση με τις παραδοσιακές τεχνικές χύτευσης, ένα σημαντικό πλεονέκτημα της τήξης με λέιζερ είναι η ικανότητα παραγωγής αντικείμενων που έχουν πιο ομοιογενή μικροδομή. Αυτό συμβαίνει διότι η τήξη γίνεται στρώμα με στρώμα και υπάρχει ταχεία στερεοποίηση του λιωμένου μετάλλου. Επιπρόσθετα το μέγεθος των κόκκων είναι πολύ μικρό (Koutsoukis et al. 2015). Ως αποτέλεσμα αυτού, αντικείμενα κοβαλτίου-χρωμίου (Co-Cr) που υποβάλλονται σε επεξεργασία με τήξη με λέιζερ να παρουσιάζουν καλύτερη αντοχή στην κόπωση και βελτιωμένες φυσικές ιδιότητες σε σχέση με το Co-Cr που παράγεται από την παραδοσιακή μέθοδο χύτευσης. Επίσης, μελέτη (Xin et al. 2012) έδειξε ότι τα κράματα Co-Cr και Ti που παράγονται από την τήξη με λέιζερ έχουν καλύτερη ή συγκρίσιμη βιοσυμβατότητα και χαμηλότερη απελευθέρωση ιόντων σε σχέση με τα κράματα που προκύπτουν με χύτευση.

#### Υψηλή παραγωγικότητα

Η ταχύτητα παραγωγής των συσκευών τήξης με λέιζερ είναι ανάλογη με το μέγεθος του αντικείμενου καθώς και με άλλες παραμέτρους επεξεργασίας όπως η ταχύτητα σάρωσης, ο χώρος σάρωσης και το πάχος του στρώματος. Στην περίπτωση κατασκευής οδοντικών προσθέσεων, η τήξη με λέιζερ συνήθως διαρκεί λιγότερο από 12 ώρες, πολύ πιο γρήγορα από τον χρόνο που απαιτείται για την κατασκευή προσθέσεων με την παραδοσιακή τεχνική χύτευσης, καθώς μειώνει τα στάδια κατασκευής σε ένα. Επίσης, κατά τη διάρκεια της διαδικασίας αυτής οι πολλαπλές οδοντικές προσθέσεις μπορούν να υποβληθούν σε επεξεργασία ταυτόχρονα στην ίδια πλατφόρμα παραγωγής, κάτι που αυξάνει σημαντικά την παραγωγικότητα.

#### Σχέση κόστους αποτελεσματικότητας

Το συνολικό κόστος των οδοντικών προθέσεων που υποβάλλονται σε επεξεργασία με την τεχνική τήξης με λέιζερ είναι χαμηλότερο από την επεξεργασία με τεχνικές κοπής ή χύτευσης. Το μειωμένο κόστος είναι αποτέλεσμα του μικρού χρόνου επεξεργασίας, της χαμηλής απώλειας των υλικών, καθώς και της δυνατότητας ανακύκλωσης των αχρησιμοποίητων υλικών. Έχει εκτιμηθεί ότι η κατασκευή των οδοντικών προσθέσεων με τεχνολογία τήξης με λέιζερ θα

μπορούσε να μειώσει το κόστος κατασκευής κάτω από το μισό του κόστους των παραδοσιακών τεχνικών.

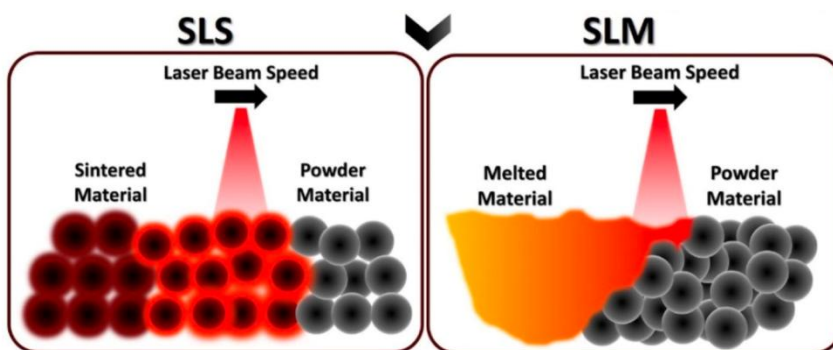
Περιορισμοί της τεχνολογίας τήξης λέιζερ (Najjar et al. 2020)

Υπάρχουν ορισμένα μειονεκτήματα της τεχνολογίας τήξης με λέιζερ. Το αρχικό κόστος του εξοπλισμού για τήξη με λέιζερ είναι σχετικά υψηλό. Επίσης, το μεγαλύτερο μέρος των μεθόδων της τήξης με λέιζερ απαιτούν επιπλέον επεξεργασία για τα αντικείμενα, συμπεριλαμβανομένης της θερμικής κατεργασίας για να βελτιώσουν τις μηχανικές τους ιδιότητες και την αφαίρεση της δομής υποστήριξης, κάτι που μπορεί να καθυστερήσει το χρόνο επεξεργασίας. Άλλοι περιορισμοί είναι το φαινόμενο της κλίμακας (φαινόμενο σκάλας-stair effect) και η επιφανειακή αδρότητα η οποία μπορεί να εμφανιστεί λόγω της διαστρωματικής φύσης της διαδικασίας. Στην τεχνολογία της επιλεκτικής τήξης με λέιζερ (SLM), το "φαινόμενο της σκάλας" αναφέρεται στην ορατή εμφάνιση στρώσεων ή σκαλοπατιών που μπορεί να παρατηρηθεί στην επιφάνεια των μεταλλικών εξαρτημάτων που κατασκευάζονται με προσθετική μέθοδο. Αυτά τα "σκαλοπάτια" (βαθμίδες) σχηματίζονται λόγω της διαδικασίας εναπόθεσης στρώμα προς στρώμα. Το φαινόμενο της σκάλας εμφανίζεται επειδή κάθε στρώμα υλικού λιώνει και στερεοποιείται ξεχωριστά κατά τη διάρκεια της διαδικασίας SLM. Επειδή τα στρώματα στοιβάζονται κατακόρυφα, τα όρια μεταξύ κάθε στρώματος γίνονται ορατά στην επιφάνεια του μετάλλου, με αποτέλεσμα να δημιουργείται μια σειρά από μικροσκοπικά σκαλοπάτια. Αυτό το αποτέλεσμα μπορεί να είναι πιο έντονο σε εξαρτήματα με επικλινείς ή καμπύλες επιφάνειες, καθώς τα σκαλοπάτια μπορεί να είναι πιο εμφανή σε αυτές τις περιοχές.

Ωστόσο, αυτά μπορούν να ελαχιστοποιηθούν μειώνοντας το πάχος του στρώματος του αντικειμένου. Αν και η τήξη με λέιζερ ήταν επιτυχής για την επεξεργασία οδοντικών εμφυτευμάτων, η ακρίβεια της τήξης με λέιζερ δεν είναι αρκετά ακριβής για τα αυχενικά μέρη σύνδεσης των οδοντικών εμφυτευμάτων. Έτσι, πρέπει να υποστούν κατεργασία με τεχνικές εκτροχισμού.

Το SLM και DLMS αναφέρεται σε σκόνη μετάλλων (Frazier 2014) ενώ το SLS αναφέρεται σε άλλα υλικά όπως κεραμικά, ύαλο και πλαστικά .

Η διαφορά μεταξύ SLS και SLM είναι ότι στην SLM, το λέιζερ τήκει πλήρως το υλικό σε σκόνη. Το ακατέργαστο υλικό σε σκόνη λιώνει πλήρως από την ακτίνα λέιζερ, με αποτέλεσμα να δημιουργούνται τοπικές (επιλεκτικές) τηγμένες λίμνες του μετάλλου, οι οποίες μετά την στερεοποίησή τους οδηγούν στη δημιουργία ενός πυκνού τρισδιάστατου αντικείμενου (Parazoglou et al. 2021). Η SLM χρησιμοποιείται συνήθως για την παραγωγή μεταλλικών εξαρτημάτων με υψηλή ακρίβεια. Στην SLS το λέιζερ θερμαίνει το υλικό της σκόνης σε θερμοκρασία λίγο κάτω από το σημείο τήξης του, προκαλώντας τη σύντηξη των σωματιδίων μεταξύ τους. Από την απορροφούμενη ενέργεια της δέσμης λέιζερ, το υλικό λιώνει τοπικά και μερικώς, σχηματίζοντας το περίγραμμα της προσθετικής εργασίας, ενώ η μη πυροσυσσωματωμένη σκόνη παραμένει στη θέση της και με αυτόν τον τρόπο στηρίζει τη πρόσθεση (Parazoglou et al. 2021) (Εικόνα A9). Το αποτέλεσμα είναι μια πυροσυσσωματωμένη, πορώδης δομή. Το SLS χρησιμοποιείται με μια ποικιλία υλικών, συμπεριλαμβανομένων πολυμερών, κεραμικών και ορισμένων μετάλλων. (Marta León et al. 2017)



Εικόνα A9. SLS: τοπική τήξη του υλικού από την δέσμη λέιζερ. SLM: Δημιουργία λιωμένων περιοχών (λίμνες τήγματος) υλικού από την δέσμη λέιζερ (Parazoglou et al. 2021)

Οι προσθέσεις από CoCr που κατασκευάζονται με τις τεχνολογίες SLS ή SLM παραμορφώνονται από θερμικές τάσεις (Takaichi et al. 2013, Marta-León et al. 2017) λόγω της ταχείας θέρμανσης και ψύξης κατά τη διάρκεια της διαδικασίας κατασκευής. Επιπλέον, τα κράματα CoCr παρουσιάζουν πολλαπλές παραλλαγές στη χημική σύνθεση και τη μικροδομή, και οι μηχανικές τους ιδιότητες ποικίλλουν ως προς τη σύνθεση, ακόμη και στην κατάσταση με

την μέθοδο της χύτευσης. Αυτές οι εσωτερικές θερμικές υπολειμματικές τάσεις μπορεί να δημιουργήσουν τάσεις και να μειώσουν την ακρίβεια του σκελετού (Kruth et al. 2004, Shiomi et al. 2004). Ερευνητές (Koutsoukis et al. 2015, Mantrala et al. 2015) κατέληξαν στο ότι μια θερμική επεξεργασία μετά την μέθοδο κατασκευής για τη μείωση της εναπομένουσας εσωτερικής τάσης είναι σημαντική για την καλή ποιότητα του σκελετού. Έβγαλαν όμως και το συμπέρασμα ότι η μικροδομή μπορεί επίσης να αλλάξει ως αποτέλεσμα αυτής της θερμικής επεξεργασίας. Οι απαιτήσεις του κλιβάνου για μια θερμική επεξεργασία εξαρτώνται από το κράμα, τις θερμοκρασίες εργασίας και την ατμόσφαιρα του κλιβάνου (κάθε κατασκευαστής έχει τις δικές του συστάσεις για τη θερμική επεξεργασία μετά την διαδικασία παραγωγής).

Το μειωμένο πορώδες στις μηχανικές δομές που κατασκευάζονται μέσω των τεχνολογιών AM βελτιώνει τις μηχανικές ιδιότητες των κραμάτων AM CoCr (Koutsoukis et al. 2015). Σε σύγκριση με τα χυτά κράματα, τα κράματα AM CoCr μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την κατασκευή σκελετών με υψηλότερη απόδοση και υψηλότερη αντοχή σε εφελκυσμό. Επιπλέον, παρόμοια με την κανονική επεξεργασία, οι σκελετοί CoCr που παράγονται με SLM αντιστέκονται στη διάβρωση (Zeng et al. 2014, Serra et al. 2014, Lu et al. 2015). Τονίζεται όμως ότι η διαδικασία SLS δίνει μεταλλικές αποκαταστάσεις με πορώδες λόγω της ίδιας της φύσης της διαδικασίας ανεξάρτητα από την ποιότητα του κράματος.

### **A.2.5 Τήξη δέσμης ηλεκτρονίων (Electron Beam Melting - EBM)**

Το EBM μοιάζει πολύ με τη διαδικασία SLM, η οποία λειτουργεί με τεχνολογία στρώμα με στρώμα (layer-by-layer). Ωστόσο, η διαδικασία EBM έχει κάποιες διαφορές σε σύγκριση με τη διαδικασία SLM. Μια δέσμη ηλεκτρονίων χρησιμοποιείται για την τήξη και τη σύντηξη των σωματιδίων της σκόνης αντί για μια δέσμη λέιζερ. Το στρώμα σκόνης διατηρείται σε υψηλές θερμοκρασίες (>870 °C) και απαιτούνται χρόνοι ψύξης μεγαλύτεροι κατά τη διάρκεια της νύχτας για την ψύξη του στρώματος σκόνης μετά την ολοκλήρωση της εργασίας κατασκευής. Η διαδικασία EBM απαιτεί ρύθμιση περισσότερων παραμέτρων της διαδικασίας, όπως: ισχύς δέσμης, ταχύτητα σάρωσης δέσμης, εστίαση δέσμης, διάμετρος δέσμης, απόσταση γραμμής δέσμης, θερμοκρασία πλάκας, θερμοκρασία προθέρμανσης (συμπεριλαμβανομένων των επαναλήψεων, ταχύτητας και ισχύος της δέσμης), στρατηγικές περιγράμματος και στρατηγική

σάρωσης. Η βελτιστοποίηση των παραμέτρων της διαδικασίας είναι ακόμη πιο δύσκολη από τη διαδικασία SLM και ως εκ τούτου μόνο περιορισμένα υλικά χρησιμοποιούνται στο EBM (Ti grade 2, Ti6Al4V, Inconel 718, CoCrMo)(ARCAM,2017). Η διαδικασία είναι μάλλον αργή και κάνει τα εξαρτήματα πολύ ακριβά. Επιπλέον, υπάρχουν περιορισμοί όσον αφορά τόσο το μέγεθος των εξαρτημάτων όσο και το ελάχιστο μέγεθος μιας κυψέλης σε μια δικτυωτή δομή. Ωστόσο, μπορούν να κατασκευαστούν εξαρτήματα με μεγέθη μεγαλύτερα από την πλάκα υποστρώματος. Το μέγεθος των αρχικών στρωμάτων ενός εξαρτήματος πρέπει να είναι μικρότερο από το μέγεθος της πλάκας υποστρώματος. Η διαδικασία EBM λαμβάνει χώρα υπό ατμόσφαιρα κενού, σε αντίθεση με την αδρανή ατμόσφαιρα κατά τη διαδικασία SLM. Ως εκ τούτου, γενικά αποτρέπεται η οξείδωση των εξαρτημάτων. Τυχόν προσροφημένα αέρια κατά μήκος της επιφάνειας των σωματιδίων σκόνης δεν θα οδηγήσουν στο σχηματισμό πορώδους στη διαδικασία EBM. Δεν συνιστάται η επεξεργασία κραμάτων που έχουν πτητικά συστατικά όπως Zn, Mg, Pb, Bi κ.λπ.(Prashanth et al. 2017b, Marta-León et al. 2017)

Η EBM έχει τη δυνατότητα επεξεργασίας ψαθυρών υλικών που γενικά δεν μπορούν να υποστούν επεξεργασία από την SLM (ARCAM 2017, Prashanth et al. 2017b). Τα ψαθυρά υλικά αυτά όπως τα διαμεταλλικά κράματα(κράματα με μεγάλη ψαθιρότητα και σκληρότητα) αναμένεται γενικά να έχουν κακή συμπεριφορά θερμικής διαστολής και συστολής. Όταν αυτά τα υλικά ψύχονται με πολύ γρήγορο ρυθμό από τα σημεία τήξης/περιοχές στερεοποίησης, στερεοποιούνται γρήγορα. Ταυτόχρονα δεν μπορούν να αντεπεξέλθουν στις εσωτερικές τάσεις ως αποτέλεσμα της διαδικασίας στερεοποίησης. Αυτό οδηγεί στο σχηματισμό ρωγμών, επίσης γνωστών ως ρωγμές στερεοποίησης. Δεδομένου ότι η διαδικασία SLM χρησιμοποιεί γενικά υψηλούς ρυθμούς ψύξης, τα ψαθυρά υλικά παρουσιάζουν το σχηματισμό ρωγμών στερεοποίησης(ARCAM 2017, Prashanth et al. 2017b). Από την άλλη πλευρά, στην περίπτωση της διαδικασίας EBM, ο ρυθμός ψύξης της διαδικασίας μπορεί να μειωθεί δραστικά αυξάνοντας τη θερμοκρασία της τράπεζας σκόνης. Γενικά, η θερμοκρασία της θερμής βάσης εκτύπωσης είναι περίπου 870°C κατά τη διαδικασία EBM. Κάτω από τέτοιες συνθήκες, λαμβάνει χώρα μια πολύ αργή ψύξη του τήγματος και μπορεί να αποφευχθεί η ρωγμή στερεοποίησης σε ψαθυρά υλικά. Ως εκ τούτου, εύθραυστα υλικά όπως τα διαμεταλλικά (TiAl) και τα κράματα υψηλής εντροπίας μπορούν να υποβληθούν σε επεξεργασία με τη διαδικασία

EBM χωρίς το σχηματισμό ρωγμών στερεοποίησης, επιλέγοντας προσεκτικά τη θερμοκρασία του στρώματος σκόνης. Η δέσμη ηλεκτρονίων μπορεί να χρησιμοποιηθεί πολλές φορές για τη θέρμανση της βάσης σκόνης και στη συνέχεια για την επιλεκτική τήξη των εξαρτημάτων. Δεδομένου ότι η δέσμη ηλεκτρονίων χρησιμοποιείται πολλές φορές σε κάθε στρώμα, ο χρόνος που απαιτείται για την επεξεργασία κάθε στρώματος είναι πολύ μεγαλύτερος από τον χρόνο που απαιτείται στη διαδικασία SLM. Επιπλέον, ολόκληρος ο θάλαμος γίνεται τόσο ζεστός μετά τη διαδικασία κατασκευής που μπορεί να απαιτήσει σημαντικό χρόνο ψύξης πριν τα μέρη μπορούν να αφαιρεθούν από την πλάκα υποστρώματος. Γενικά, η ολονύκτια ψύξη είναι απαραίτητη προτού η βάση της σκόνης φτάσει σε θερμοκρασία δωματίου και τα μέρη μπορούν να αφαιρεθούν από τον θάλαμο και την πλάκα υποστρώματος.

### **Κριτήρια επιλογής διαδικασίας AM :**

Το πρώτο βήμα στη διαδικασία επιλογής της κατάλληλης προσθετικής τεχνολογίας είναι να ελεγχθεί εάν υπάρχει κάποιο πλεονέκτημα από τη χρήση AM για συγκεκριμένα εξαρτήματα κατασκευής(μεταλλικούς σκελετούς κτλπ). Υπάρχουν ορισμένες οδηγίες που πρέπει να ακολουθηθούν για να επαληθευτεί εάν είναι επωφελές να κατασκευαστεί ένα εξάρτημα χρησιμοποιώντας μία από τις διαδικασίες AM (Prashanth et al. 2017).

Είδος υλικού προς επεξεργασία και οι ιδιότητές τους :

Ο τύπος του υλικού που θα κατασκευαστεί παίζει σημαντικό ρόλο στον καθορισμό του τύπου της διεργασίας AM που θα χρησιμοποιηθεί. Για παράδειγμα, για την επεξεργασία κεραμικών υλικών, η καταλληλότερη διαδικασία μεταξύ των τριών είναι η διαδικασία BJ. Από την άλλη πλευρά, όταν πρόκειται για μέταλλα/σύνθετα υλικά, και οι τρεις διεργασίες BJG, SLM και EBM ανταγωνίζονται μεταξύ τους. Ωστόσο, η επιλογή πρέπει να γίνει με βάση τις ιδιότητες του υλικού μαζί με τα άλλα κριτήρια επιλογής. Το EBM μπορεί να μην είναι η καταλληλότερη διαδικασία, καθώς το στρώμα σκόνης διατηρείται σε υψηλές θερμοκρασίες (πάνω από 870°C), όπου μερικά από τα υλικά λιώνουν. Επιπλέον, πολύ έντονη ενέργεια θα παρέχεται στην βάση σκόνης από τη δέσμη ηλεκτρονίων. Άρα υλικά με χαμηλό σημείο τήξης δεν είναι κατάλληλα για αυτή την διαδικασία .



Πρέπει να ληφθεί υπόψη η κατασκευή εύθραυστων ψαθυρών υλικών όπως το TiAl ή τα σκληρά διαμεταλλικά, όπου και οι τρεις μέθοδοι AM, BJG, SLM και EBM, μπορούν θεωρητικά να επεξεργαστούν αυτά τα υλικά. Ωστόσο, οι εξαιρετικά υψηλοί ρυθμοί ψύξης που παρατηρούνται κατά τη διαδικασία SLM (μεταξύ  $\sim 10^4$  και  $10^6$  Ks<sup>-1</sup>) μπορεί να οδηγήσουν σε υψηλές εσωτερικές τάσεις στα σκληρά διαμεταλλικά (Lober et al. 2014). Αυτά τα διαμεταλλικά δεν μπορούν να δεχτούν τόσο υψηλή εσωτερική τάση, η οποία θα οδηγήσει στο σχηματισμό ρωγμών κάθετων προς την κατεύθυνση σάρωσης. Τέτοιες ρωγμές μπορούν να εξαλειφθούν/ελαχιστοποιηθούν με τη μείωση του ρυθμού ψύξης της διαδικασίας στερεοποίησης. Αυτό μπορεί να επιτευχθεί χρησιμοποιώντας θέρμανση πλακών υποστρώματος. Η θερμοκρασία θέρμανσης της πλάκας υποστρώματος εξαρτάται από το υλικό που πρόκειται να κατασκευαστεί. Για παράδειγμα, για κράματα με βάση το Al, οι θερμοκρασίες μεταξύ 473°C - 673 °C θα πρέπει να είναι επαρκείς για την εξάλειψη αυτών των ρωγμών (Prashanth et al. 2017b). Ωστόσο, για υλικά όπως το TiAl, απαιτούνται υψηλότερες θερμοκρασίες πλάκας υποστρώματος (στην περιοχή 773–973 °C), γεγονός που καθιστά δύσκολη την κατασκευή υλικών όπως το TiAl χρησιμοποιώντας τη διαδικασία SLM. Υπό αυτές τις συνθήκες, η BJG ή η EBM ενδέχεται να προσφέρουν εναλλακτικές διαδρομές επεξεργασίας υλικών εξαιρετικά υψηλής αντοχής με υψηλό σημείο τήξης, δεν μπορούν να υποστούν αποτελεσματική επεξεργασία από την EBM ή την SLM. Το BJG είναι η μόνη εναλλακτική λύση.

#### **A.2.6 Τεχνολογία Σύνδεσης με Ψεκάσμο (Binder Jetting-BJ)**

Το BJ είναι μια από τις διαδικασίες Additive Manufacturing πολλαπλών σταδίων που αναπτύχθηκε αρχικά στο Τεχνολογικό Ινστιτούτο της Μασσαχουσέτης (MIT) στις αρχές της δεκαετίας του 1990. Παρόλο που αναπτύχθηκε στη δεκαετία του '90, χρειάστηκε αρκετός χρόνος μέχρι την εμπορευματοποίησή του το 2010. Αυτή η τεχνολογία έχει τη δυνατότητα χειρισμού μετάλλων/κραμάτων (συμπεριλαμβανομένων κραμάτων με βάση Al, Cu, Fe, Ni και Co) και κεραμικών (συμπεριλαμβανομένου γυαλιού, άμμου, γραφίτη κλπ). Ωστόσο, λειτουργεί με οποιοδήποτε υλικό είναι διαθέσιμο σε μορφή σκόνης και επιτρέπει την έγχρωμη εκτύπωση. Η διαδικασία BJ χρησιμοποιεί συνήθως δύο υλικά, δηλαδή το υλικό με βάση το

μέταλλο/κεραμικό από το οποίο πρόκειται να κατασκευαστεί το εξάρτημα και ένα συνδεδετικό υλικό, το οποίο συνδέει το υλικό μεταλλικής/κεραμικής σκόνης μεταξύ και εντός των στρωμάτων. Το συνδεδετικό είναι συνήθως υγρό και το μέταλλο/κεραμικό έχει τη μορφή στερεής σκόνης. Η διαδικασία εκτύπωσης είναι παρόμοια με οποιαδήποτε άλλη διαδικασία εκτύπωσης που λαμβάνει χώρα στην κατασκευή ενός εξαρτήματος AM. Το μέταλλο/κεραμικό απλώνεται και ένα στρώμα συνδεδετικού υλικού εναποτίθεται πάνω από το στρώμα σκόνης μετάλλου/κεραμικού, όπου απαιτείται, το οποίο υπαγορεύεται από το CAD. Αυτή η διαδικασία επαναλαμβάνεται για την κατασκευή ολόκληρου του τμήματος. Ωστόσο, η διαδικασία BJ περιλαμβάνει διάφορες επεξεργασίες που ακολουθούν την εκτύπωση των εξαρτημάτων, όπως σκλήρυνση, πυροσυσσωμάτωση, ανόπτηση και στο τέλος τελειοποίηση. Αυτές οι επεξεργασίες μερικές φορές χρειάζονται περισσότερο χρόνο από την πραγματική εκτύπωση (ειδικά η πυροσυσσωμάτωση των εξαρτημάτων) και ενδέχεται να αυξάνουν σημαντικά το κόστος. Ένα από τα σημαντικά πλεονεκτήματα του BJ είναι ότι τα εξαρτήματα μπορούν να παραχθούν χωρίς δομές στήριξης και πολλά ταυτόχρονα. Η ταυτόχρονη εκτύπωση πολλαπλών στρωμάτων ή εξαρτημάτων σε μια τράπεζα σκόνης συμβάλλει στην υψηλή παραγωγικότητα, καθιστώντας την εκτόξευση συνδεδετικού υλικού κατάλληλη για την ταχεία κατασκευή πρωτοτύπων. (Xu et al. 2014)

Δεδομένου ότι η BJ χρησιμοποιεί συνδεδετικά υλικά για να ενώσουν τις στρώσεις μετάλλου μεταξύ τους, τα χαρακτηριστικά του υλικού δεν είναι πάντα κατάλληλα, καθώς μπορεί να οδηγήσουν σε πορώδες όπως στη συμβατική διαδικασία πυροσυσσωμάτωσης. Η ίδια η διαδικασία εκτύπωσης είναι ταχύτερη από τις διαδικασίες SLM/EBM και μπορεί να επιταχυνθεί αυξάνοντας τον αριθμό των οπών της κεφαλής εκτύπωσης που εναποθέτουν το υλικό και το συνδεδετικό υλικό. Σε αυτή τη διαδικασία μπορούν επίσης να χρησιμοποιηθούν αδρόκοκκες σκόνες, γεγονός που μειώνει σημαντικά το κόστος κατασκευής πολύ λεπτών σκονών. Καθώς αυτές οι μέθοδοι δεν περιλαμβάνουν θέρμανση κατά τη διαδικασία κατασκευής, δεν δημιουργούνται υπολειμματικές τάσεις στα εξαρτήματα, σε αντίθεση με τη διαδικασία SLM. Έτσι, η BJ θεωρείται ως μία από τις πιο οικονομικές διαδικασίες AM για την κατασκευή τρισδιάστατων εξαρτημάτων. Δεδομένου ότι δεν εμπλέκεται τήξη στη διαδικασία BJ και η στερεοποίηση λαμβάνει χώρα κυρίως με πυροσυσσωμάτωση, υπάρχει πάντα η

πιθανότητα παρουσίας πορώδους και ο όγκος, το μέγεθος και το σχήμα των πόρων μπορεί να διαφέρουν σε διαφορετικά μέρη που παράγονται στο ίδιο παρτίδα. Επιπλέον, τα μέρη αναμένεται να έχουν αδρόκοκκη μικροδομή, καθώς τα μέρη πρέπει να υποβληθούν σε θερμικές επεξεργασίες όπως σκλήρυνση, πυροσυσσωμάτωση και ανόπτηση μόλις τυπωθούν με το συνδετικό υλικό. Οι μηχανικές ιδιότητες των εξαρτημάτων BJ δεν είναι τόσο ισχυρές όσο τα εξαρτήματα που παράγονται από την SLM/EBM και επομένως αποφεύγεται η χρήση της στην οδοντιατρική (Χυ et al. 2014).

### **A.2.7 Στερεολιθογραφία (Stereolithography-SLA)**

Η **στερεολιθογραφία (SLA)** είναι μια διαδικασία φωτοπολυμερισμού που δημιουργεί στερεά μέρη σε πολλαπλά στρώματα. Αυτό γίνεται από υλικό με βάση το υγρό μονομερές χρησιμοποιώντας υπεριώδες φως (UV) ή λέιζερ για τη στερεοποίηση του υγρού υλικού.

Η στερεολιθογραφία είναι μια διαδικασία προσθετικής παραγωγής που στην πιο κοινή της μορφή, λειτουργεί εστιάζοντας ένα υπεριώδες λέιζερ (UV) σε μια δεξαμενή φωτοπολυμερούς ρητίνης. Με τη βοήθεια ενός συστήματος CAD-CAM, το λέιζερ υπεριώδους ακτινοβολίας. (Προμπονάς 2022)

Είναι επίσης δυνατή η εκτύπωση αντικειμένων "από κάτω προς τα πάνω" χρησιμοποιώντας μια δεξαμενή με διαφανή βάση και εστιάζοντας το λέιζερ πολυμερισμού UV προς τα πάνω .

Άλλες μορφές στερεολιθογραφίας κατασκευάζουν κάθε στρώμα χρησιμοποιώντας προβολέα DLP (digital light projection). Η DLP ή ψηφιακή επεξεργασία φωτός είναι μια τεχνολογία που χρησιμοποιείται συνήθως στην τρισδιάστατη εκτύπωση για διαδικασίες στερεολιθογραφίας (SLA) ή στερεολιθογραφικής συσκευής (SLA). Στην τρισδιάστατη εκτύπωση, οι προβολείς DLP παίζουν καθοριστικό ρόλο στη σκλήρυνση της φωτοευαίσθητης ρητίνης στρώμα προς στρώμα για τη δημιουργία ενός τρισδιάστατου αντικειμένου. (Mueller et al. 1995)

### **A.2.8 Ψηφιακή προβολή φωτός (DLP\_Digital Light Projection)**

Μια άλλη προσέγγιση του **SLA** είναι η **ψηφιακή προβολή φωτός (DLP)** δηλαδή παρόμοια με το SLA, αλλά το αντικείμενο χτίζεται ανάποδα με διαφορετική πηγή φωτός.

Το DLP χρησιμοποιεί μια πηγή φωτός προβολέα που εφαρμόζεται σε ολόκληρη την επιφάνεια του φωτοπολυμερούς λουτρού της ρητίνης. Επομένως με το φως προβάλλεται ολόκληρη η επιφάνεια της κάθε τομής του τρισδιάστατου αντικειμένου επάνω στο στρώμα του υλικού. Αυτό γίνεται σε ένα χρόνο και έτσι το φως δεν κάνει διαδρομή σάρωσης της επιφάνειας. Το αποτέλεσμα είναι το χαμηλότερο κόστος λειτουργίας και η ταχύτερη επεξεργασία σε σύγκριση με το SLA .

Οι εκτυπωτές DLP είναι πολύ πιο γρήγοροι από τους εκτυπωτές SLA. Σε αντίθεση με το καθοδηγούμενο λέιζερ που χρησιμοποιείται στους εκτυπωτές SLA, οι εκτυπωτές DLP ανιχνεύουν κάθε συντεταγμένη σε ένα στρώμα ταυτόχρονα, αυξάνοντας τη συνολική τους απόδοση. Ωστόσο, οι εκτυπώσεις DLP είναι λιγότερο λεπτομερείς για τον λόγο ότι η ψηφιακή προβολή έχει αρκετό ψηφιακό θόρυβο.

#### **A.2.9 Εκτόξευση υλικού (Polyjet ή Material Jet )**

Αυτή η τεχνολογία μπορεί επίσης να αναφέρεται ως εκτόξευση φωτοπολυμερών. Με αυτή τη μέθοδο, σταγονίδια φωτοπολυμερούς εκτοξεύονται σε μια επιφάνεια και στη συνέχεια σκληραίνονται με υπεριώδη ακτινοβολία φως. Σε κάθε στρώση, υλικό με βάση το φωτοπολυμερές, εφαρμόζεται μόνο στην επιθυμητή περιοχή και σκληραίνει και συνδέεται με τα προηγούμενα στρώματα από το υπεριώδες φως.

Η Οδοντιατρική και Οδοντική τεχνολογία έχει επικεντρωθεί στις τεχνολογίες PBF και κυρίως στην SLM για διάφορους πρακτικούς λόγους. Πρώτα απ' όλα, τόσο οι τεχνικές SLM όσο και οι τεχνικές SLS προσφέρουν μεγάλη ακρίβεια, επιτρέποντας την κατασκευή περίπλοκων οδοντιατρικών εξαρτημάτων με μεγάλη ακρίβεια και λεπτομέρεια. Στον τομέα της οδοντιατρικής, όπου η ακρίβεια είναι μεγάλης σημασίας για τη βέλτιστη εφαρμογή και λειτουργία, οι δυνατότητες της SLM και της SLS υπόσχονται πολλά για τη βελτίωση των αποτελεσμάτων των ασθενών και της αποτελεσματικότητας της θεραπείας. Επιπλέον, η

ευελιξία των διαδικασιών SLM και SLS επιτρέπει τη χρήση ενός ευρέος φάσματος υλικών, συμπεριλαμβανομένων των μετάλλων, των πολυμερών και των κεραμικών, το καθένα με μοναδικές ιδιότητες προσαρμοσμένες σε συγκεκριμένες οδοντιατρικές εφαρμογές. Από βιοσυμβατά κράματα μετάλλων για οδοντιατρικά εμφυτεύματα έως αισθητικά κεραμικά για στεφάνες και όψεις, η δυνατότητα προσαρμογής των υλικών ώστε να ανταποκρίνονται στις ποικίλες ανάγκες των οδοντιατρικών ασθενών είναι ένα βασικό πλεονέκτημα που προσφέρουν οι τεχνολογίες SLM και SLS.

Επιπλέον, ο προσθετικός χαρακτήρας των SLM και SLS επιτρέπει την κατασκευή πολύπλοκων γεωμετριών και προσαρμοσμένων σχεδίων που είναι δύσκολο ή αδύνατο να επιτευχθούν με συμβατικές μεθόδους κατασκευής. Αυτή η ευελιξία όχι μόνο διευρύνει τις δυνατότητες σχεδιασμού για την οδοντιατρική προσθετική αλλά και αλλάζει και τη διαδικασία παραγωγής, μειώνοντας τα απόβλητα και τον χρόνο διάθεσης στην αγορά για τα οδοντιατρικά εργαστήρια και τους επαγγελματίες.

Καθώς η ζήτηση για εξατομικευμένες οδοντιατρικές λύσεις συνεχίζει να αυξάνεται, λόγω παραγόντων όπως οι αυξανόμενες αισθητικές προσδοκίες, η υιοθέτηση προηγμένων τεχνικών κατασκευής όπως η SLM και η SLS καθίσταται όλο και πιο επιτακτική. Η ανάλυση των τεχνικών αυτών κρίνεται απαραίτητη για την περαιτέρω κατανόηση τους.

## **B. ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ**

Στο κεφάλαιο αυτό θα γίνει αναλυτική περιγραφή των εργαστηριακών εφαρμογών των σύγχρονων ψηφιακών μεθόδων που χρησιμοποιούνται για την κατασκευή επιτυχών μεταλλικών προσθετικών αποκαταστάσεων. Θα γίνει αναφορά στα κράματα εκλογής σήμερα, τα οποία είναι τα κράματα Κοβαλτίου-Χρωμίου (Co-Cr) με λεπτομερή ανάλυση των χαρακτηριστικών τους για την κατασκευή επιτυχών προθετικών αποκαταστάσεων, βασιζόμενη στην πλέον πρόσφατη βιβλιογραφία.

Η ψηφιακή τεχνολογία είναι εκείνη που εισήγαγε τον όρο “ψηφιακή ροή εργασίας”(digital workflow). Η ψηφιακή ροή εργασίας στην επανορθωτική οδοντιατρική και στο σύγχρονο οδοντοτεχνικό εργαστήριο έχει περιγραφεί από τον van Noort (2011) και αποτελείται από τρία στάδια. Αρχικό στάδιο είναι η απόκτηση δεδομένων από την στοματική κοιλότητα και η

ψηφιοποίησή τους. Δεύτερο στάδιο είναι η επεξεργασία και ο προγραμματισμός αυτών δεδομένων με τον σχεδιασμό των εργασιών. Τελικό στάδιο είναι η εκτέλεση αυτής της επεξεργασίας και η κατασκευή της προσθετικής αποκατάστασης.

Για το πρώτο στοιχείο «απόκτηση δεδομένων» (*data acquisition*) υπάρχουν πολλές διαθέσιμες τεχνολογίες. Ο στόχος είναι η μετατροπή των πληροφοριών από το στοματικό περιβάλλον του ασθενούς σε ψηφιακά δεδομένα που μπορούν να χρησιμοποιηθούν για περαιτέρω βήματα, όπως ανάλυση, σχεδιασμός θεραπείας και επεξεργασία/σχεδιασμός. Ορισμένες από τις διαθέσιμες τεχνικές απόκτησης περιλαμβάνουν ψηφιακή χαρτογράφηση, ενδοστοματικούς ή επιτραπέζιους σαρωτές που αναφέρθηκαν και αναλύθηκαν στο προηγούμενο κεφάλαιο, ψηφιακή ακτινογραφία, ψηφιακή φωτογραφία, εγγραφές βίντεο και ούτω καθεξής. Η ψηφιακή φωτογραφία θεωρείται σημαντικό εργαλείο απόκτησης πληροφοριών για τον ασθενή. Χρησιμοποιείται ευρέως σήμερα για σκοπούς τεκμηρίωσης και επικοινωνίας. Μαζί με το κατάλληλο λογισμικό και την χρήση διαδικτυακών βάσεων επικοινωνίας που βασίζονται στο διαδίκτυο ή στο «ψηφιακό νέφος» (*cloud*), οι φωτογραφίες μπορούν να χρησιμοποιηθούν ως μέρος ολοκληρωμένης θεραπείας και αισθητικής ανάλυσης και, ταυτόχρονα, ως σημαντικό εργαλείο επικοινωνίας μεταξύ του οδοντιάτρου, του Οδοντικού Τεχνολόγου και του ασθενή (Att et al. 2014).

Σε περιπτώσεις βελτίωσης του χαμόγελου η χρήση φωτογραφιών και βίντεο διαφορετικών σταδίων αποκατάστασης (δοκιμές, προσωρινές αποκαταστάσεις κ.λπ.) βοηθά τον Οδοντικό Τεχνολόγο να βελτιστοποιήσει την αισθητική αποκατάσταση, μειώνοντας έτσι την παρουσία του ασθενή στο ιατρείο. Από την άλλη πλευρά, η χρήση ενδοστοματικών σαρωτών για την εκτέλεση αποτυπώσεων με τη βοήθεια υπολογιστή θεωρείται σήμερα ένα ακριβές, προβλέψιμο και γρήγορο εργαλείο για τους σκοπούς της ψηφιοποίησης και της κατασκευής προσθετικών αποκαταστάσεων διαφόρων μεγεθών.

Το επόμενο βήμα της ροής εργασίας περιλαμβάνει την «επεξεργασία/σχεδιασμό» (*processing planning*) των δεδομένων που αποκτήθηκαν προκειμένου να καθοριστεί ένα σχέδιο θεραπείας ή να σχεδιαστεί μια αποκατάσταση. Μία από τις σημαντικές πτυχές εδώ είναι η λεγόμενη αντιστοίχιση δεδομένων, όπου σύνολα δεδομένων που λαμβάνονται από διαφορετικά

εργαλεία λήψης (π.χ. ενδοστοματική σάρωση και αξονική τομογραφία κωνικής δέσμης -CBCT) μπορούν να συγχωνευθούν μεταξύ τους χρησιμοποιώντας συγκεκριμένο λογισμικό προγραμματισμού προκειμένου να βελτιωθούν οι πληροφορίες για τον οδοντίατρο ή τον Οδοντικό Τεχνολόγο στην οθόνη του υπολογιστή. Οι περισσότερες εταιρείες λογισμικού πλέον προσφέρουν λογισμικά που μπορούν να συνδυάσουν περισσότερα από δύο διαφορετικά σύνολα δεδομένων (π.χ. επιφανειακές σαρώσεις της ενδοστοματικής κατάστασης, CBCT, σάρωση προσώπου, δεδομένα κίνησης της γνάθου κ.λπ.). Ο στόχος είναι να δημιουργηθεί ένας «εικονικός ασθενής» (*virtual patient*). Μια τέτοια εξέλιξη θα ωθήσει την ψηφιακή ροή εργασίας με ακόμη πιο γρήγορο ρυθμό και θα επέτρεπε την ταχύτερη προσαρμογή από επαγγελματίες, τεχνικούς και δασκάλους.

Για λόγους σαφήνειας στην «επεξεργασία και κατασκευή» (*treatment and fabrication*), είναι σημαντικό να αναφερθεί ότι το CAD/CAM θεωρείται ως στοιχείο της ψηφιακής ροής εργασίας. Το λογισμικό CAD χρησιμοποιείται για την επεξεργασία τη πρόσθεσης. Μόλις ολοκληρωθεί η διαδικασία CAD, τα αρχεία που δημιουργούνται μεταφέρονται στην μονάδα CAM. Εδώ, απαιτείται ένα λογισμικό CAM και μια διαδικασία(αφαιρετική μέθοδος ή προσθετική) για να καταστεί δυνατή η πλήρως αυτοματοποιημένη κατασκευή οδοντικών αποκαταστάσεων.(Att et al. 2014)

### **B.1 Επεξεργασία Δεδομένων και Σχεδιασμός Θεραπείας**

Ενώ ορισμένα λογισμικά ενσωματώνουν δυνατότητες απόκτησης δεδομένων και επεξεργασίας/σχεδιασμού, η πλειονότητα των προγραμματιστών τα διαχωρίζει σε διαφορετικό λογισμικό για να αποφευχθεί η πολυπλοκότητα και να λειτουργήσει με σαφήνεια η ροή εργασίας. Το λογισμικό επεξεργασίας/σχεδιασμού δεδομένων μπορεί να υπάρχει από τον ίδιο κατασκευαστή της συσκευής/εργαλείου απόκτησης ή από άλλον. Κάποιοι κατασκευαστές έχουν συμβατό λογισμικό και για τον ενδοστοματικό σαρωτή και για την λειτουργία της μονάδας επεξεργασίας, όπως οι εταιρείες Sirona (Dentsply Sirona,βόρεια Καρολίνα,1899, Dentsply Sirona USA: Dental products and technologies USA) και 3Shape (3shape,Κοπεγχάγη,2000, Dental 3D Scanners & Software for CAD/CAM Dentistry | 3shape) .



Υπάρχει όμως και η δυνατότητα είναι να χρησιμοποιηθεί λογισμικό επεξεργασίας/σχεδιασμού που έχει αναπτυχθεί από διαφορετικό κατασκευαστή από το λογισμικό απόκτησης δεδομένων. Ένα παράδειγμα εδώ είναι η χρήση δεδομένων CBCT (Cone beam computed tomography) που λαμβάνονται από έναν συγκεκριμένο κατασκευαστή και εισάγονται σε λογισμικό σχεδιασμού εμφυτευμάτων όπως το implant studio(3Shape,Denmark) από διαφορετικό προγραμματιστή. Αν και αυτή η διαδικασία είναι συνηθισμένη, είναι σημαντικό τα αρχεία/δεδομένα να μπορούν να «διαβαστούν» από το μεγαλύτερο μέρος του λογισμικού. Εδώ, τα πιο συχνά χρησιμοποιούμενα πρότυπα αρχείων, μεταξύ άλλων, είναι η Joint Photographic Experts Group (JPEG), Digital Imaging and Communications In Medicine (DICOM), Standard Tessellation Language (STL), Geometry Definition File Format (OBJ), Tagged Image File Format (TIFF) και Moving Picture Experts Group 4 (MP4). Όταν χρησιμοποιούνται αυτά τα αρχεία για την εξαγωγή πληροφοριών ενός λογισμικού απόκτησης, τότε μπορούν εύκολα να εισαχθούν και να αναγνωριστούν από το λογισμικό επεξεργασίας/προγραμματισμού και η ροή εργασίας πλέον θεωρείται ένα «ανοιχτό σύστημα». Στην περίπτωση που το αρχείο εξόδου δεν είναι ένα από τα παραπάνω(δηλαδή δεν είναι τύπου ενιαίου-universal αρχείου), πρέπει να διαβαστεί από ένα εξειδικευμένο λογισμικό επεξεργασίας/σχεδιασμού που είναι συνήθως από την ίδια συσκευή απόκτησης/προγραμματιστή λογισμικού, επομένως το σύστημα θεωρείται «κλειστό σύστημα». Σε ορισμένα κλειστά συστήματα είναι ακόμα δυνατή η εξαγωγή των δεδομένων σε ανοιχτή μορφή ή, με άλλα λόγια, η μετατροπή από κλειστό σε ανοιχτό σύστημα. Γενικά, με την εξέλιξη γίνεται πιο εύκολη η μεταφορά δεδομένων μεταξύ των διαφόρων συστημάτων.

### **B.1.1 Εκτέλεση Επεξεργασίας ή Κατασκευής (Execution of treatment or Fabrication)**

Το τελευταίο στοιχείο της ψηφιακής ροής εργασιών είναι η εκτέλεση της προγραμματισμένης επεξεργασίας ή παραγωγής του επιδιωκόμενου αντικειμένου μέσω της κατασκευής με τη βοήθεια υπολογιστή (CAM). Τα δεδομένα CAD εισάγονται στο λογισμικό CAM, όπου μπορούν να προσομοιωθούν και να εκτελεστούν λεπτομέρειες της παραγωγικής διαδικασίας (π.χ. τοποθέτηση υποστηρικτικών δομών ή προσομοίωση της διαδικασίας αφαίρεσης). Τόσο η αφαιρετική όσο και η προσθετική τεχνολογία κατασκευής ανήκουν στο CAM.

## **B.2 Εργαστηριακή εφαρμογή των τεχνικών αφαίρεσης και πρόσθεσης.**

Οι μεταλλοκεραμικές αποκαταστάσεις είναι μέχρι και σήμερα πολύ δημοφιλείς στον χώρο της ακίνητης προσθετικής. Αυτό συμβαίνει λόγω των πολύ καλών μηχανικών ιδιοτήτων τους, αντοχής καθώς και του χαμηλού κόστους αν συγκριθούν με τις ολοκεραμικές αποκαταστάσεις. Όμως, λόγω του μεγάλου κόστους των κραμάτων με βάση τον χρυσό, οδήγησε τον Κλάδο της Οδοντιατρικής να στραφεί στα βασικά κράματα όπως είναι το κοβάλτιο-χρώμιο(Co-Cr), Νικέλιο-χρώμιο(Ni-Cr) και το Τιτάνιο(Ti). Οι σύγχρονες μέθοδοι κατασκευής προσθετικών αποκαταστάσεων (additive, subtractive) χρησιμοποιούν τα υλικά αυτά σε τροποποιημένες τους μορφές όπως είναι η σκόνη(powder) ή δίσκους κοβαλτίου-χρωμίου, βελτιώνοντας την ακρίβεια των αποκαταστάσεων. Τα υλικά για αυτές τις τεχνικές κατασκευής περιλαμβάνουν κράματα κοβαλτίου- χρωμίου, τιτάνιο και ανοξείδωτο χάλυβα κατηγορίας 316L. Η κοπή με CNC, ωστόσο, ως αφαιρετική μέθοδος κατασκευής, μπορεί εύκολα να οδηγήσει σε υψηλό κόστος και περιβαλλοντική ρύπανση που προκαλείται από τη μεταλλική σκόνη. Σε αντίθεση, η τεχνική SLM είναι μια πρόσθετη μέθοδος κατασκευής, στην οποία ένα λέιζερ υψηλής ισχύος χρησιμοποιείται για την τήξη της σκόνης Co-Cr στρώμα-στρώμα μέχρι να σχηματιστούν μεταλλικά υποστρώματα, παρέχοντας κατασκευές με πυκνότητα έως και 100% χωρίς πορώδες. Βέβαια το μεγάλο κόστος των μηχανημάτων SLM δυσκολεύει τους Οδοντικούς τεχνολόγους να κάνουν μία τέτοια επένδυση. Επομένως για κάθε τεχνική πρέπει να γίνει μία αναλυτική περιγραφή για να μπορεί ο Οδοντίατρος και Οδοντικός τεχνολόγος να επιλέξουν εκείνη που τους ταιριάζει καλύτερα.

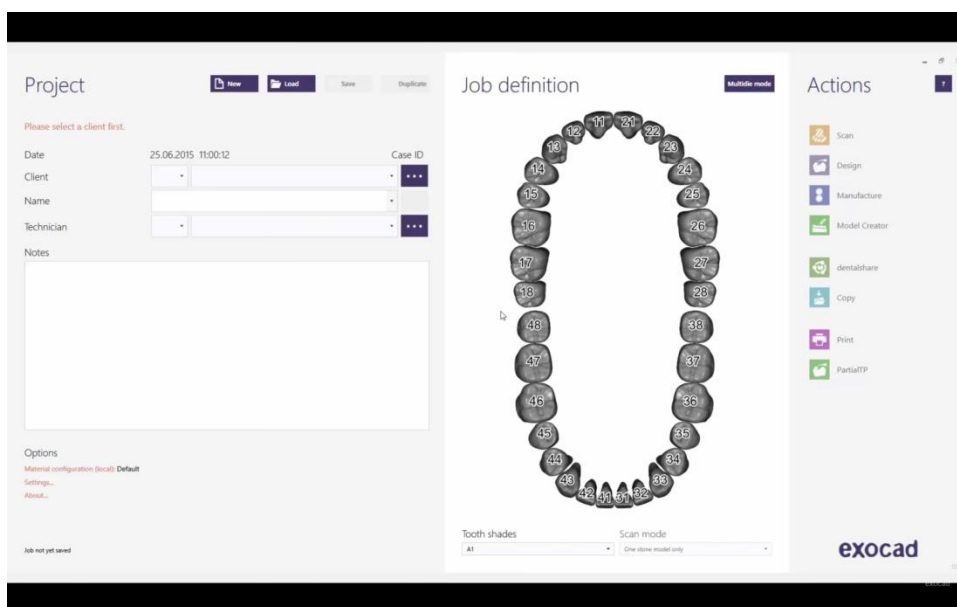
### **B.2.1 Αφαιρετική μέθοδος με την χρήση μονάδας CNC (subtractive manufacturing).**

Στο προηγούμενο κεφάλαιο έγινε περιγραφή της αρχής αφαίρεσης καθώς και της μονάδας CNC. Για να γίνει κατανοητή όμως η διαδικασία, είναι απαραίτητο να αναφερθούν με λεπτομέρεια τα εργαστηριακά στάδια της.

Για την κατασκευή προσθετικών αποκαταστάσεων με την αφαιρετική μέθοδο αρχικά πρέπει ο Οδοντίατρος να επιλέξει τον τρόπο ενδοστοματικής αποτύπωσης. Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, μπορεί να πάρει συμβατικό ενδοστοματικό αποτύπωμα με την χρήση

αποτυπωτικών υλικών, το οποίο στην συνέχεια θα σταλεί στο εργαστήριο. Εκεί θα γίνει η μετατροπή του σε ψηφιακό αποτύπωμα με την χρήση εργαστηριακού σαρωτή. Αν πάρει αποτύπωμα με ψηφιακό τρόπο (με την χρήση ενδοστοματικού σαρωτή), θα γίνει αποστολή του παραγόμενου αρχείου (STL, DCM, DICOM) με διαδικτυακό μήνυμα (email) στον Οδοντικό Τεχνολόγο. Το αρχείο αυτό στην συνέχεια μπορεί να χρησιμοποιηθεί από διάφορα σχεδιαστικά προγράμματα με βασικότερα δύο: Το Exocad (Align technology, Καλιφόρνια, ΗΠΑ) και το 3Shape (3Shape, Δανία).

Η πρώτη ενέργεια είναι η δήλωση της καρτέλας του ασθενή. Σε αυτήν την καρτέλα δηλώνονται τα προσωπικά στοιχεία του ασθενή σε συνδυασμό με το είδος της εργασίας που πρόκειται να γίνει. Όπως παρατηρείται στην παρακάτω εικόνα (Εικόνα Β1), δηλώνονται ακριβώς τα δόντια που πρόκειται να γίνει η αποκατάσταση.



Εικόνα Β1: Καρτέλα δήλωσης στοιχείων ασθενή, Οδοντιάτρου και εργασίας.(Exocad GmbH, Darmstadt, έκδοση 3.1)(Γεωργούλης 2024)

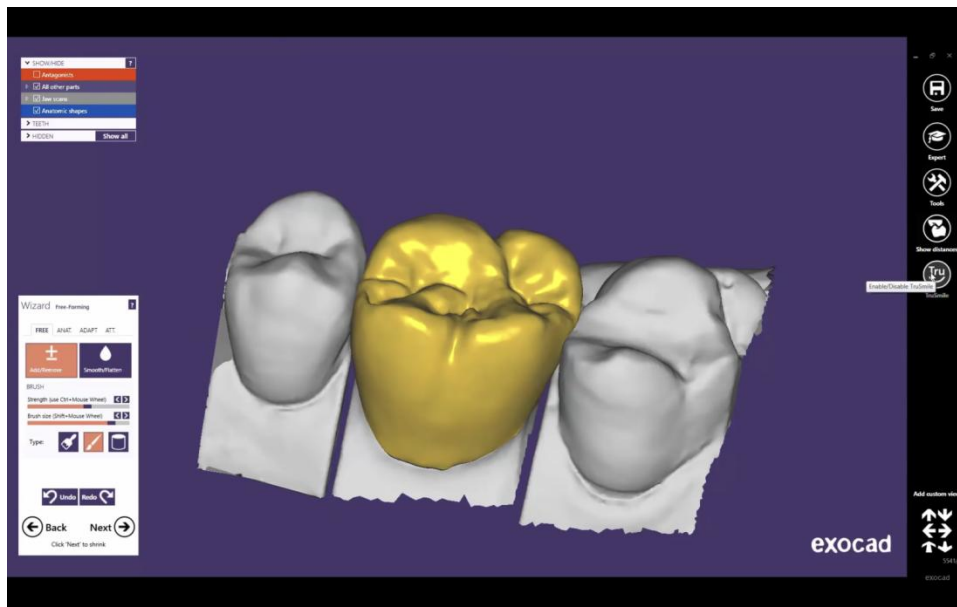
Ακολουθεί η σάρωση των εκμαγείων εργασίας από ειδικό εργαστηριακό σαρωτή (εφόσον έχει γίνει συμβατική αποτύπωση). Το πρόγραμμα έχει καθοδηγούμενα στάδια και στην οθόνη του υπολογιστή αναφέρεται με ακρίβεια τι πρέπει να σαρωθεί πρώτα. Παρακάτω απεικονίζεται

έναν σαρωτή εργαστηρίου από την εταιρία Amann Girrbach(Amann GirrbachAG, Αυστρία,1973)(Εικόνα Β2).



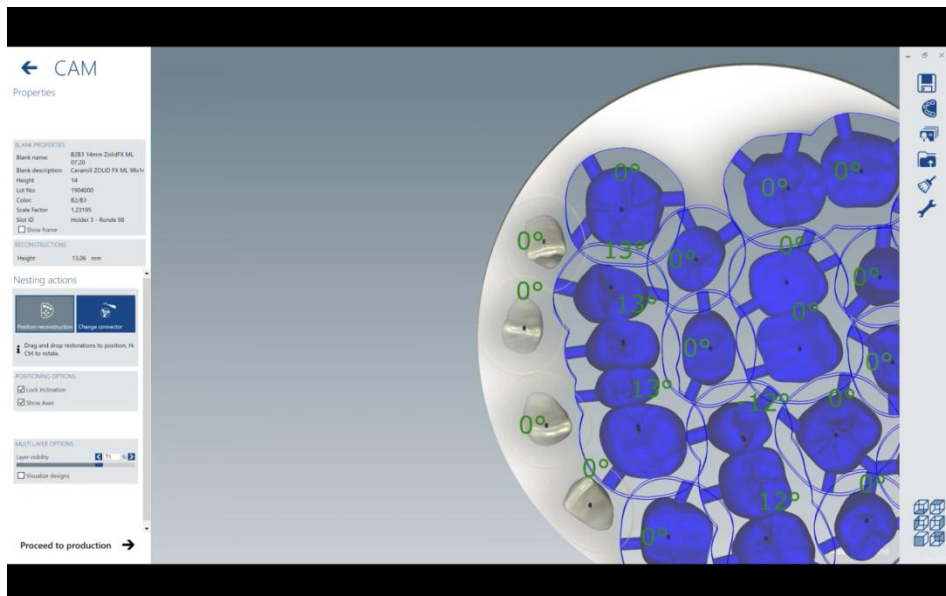
Εικόνα Β2: Εργαστηριακός σαρωτής Ceramill map 600(Amann GirrbachAG,Αυστρία) με τοποθετημένα εκμαγεία σε σύγκλιση (Γεωργούλης 2024)

Αφού γίνει η σάρωση των διαφόρων τμημάτων ενός εκμαγείου(κολοβώματα ,τεχνητά ούλα κλπ), ανταγωνιστής και εκμαγείο εργασίας τοποθετούνται σε σύγκλιση μεταξύ τους έτσι ώστε να γίνει μία ειδική τελική σάρωση της σύγκλισης. Δηλαδή γίνεται ψηφιοποίηση όλων των υλικών με σκοπό να γίνει ο σχεδιασμός της πρόσθεσης και το τελικό αποτέλεσμα να είναι επιτυχές. Αν γίνει ενδοστοματική σάρωση στο οδοντιατρείο, τότε γίνεται εξαγωγή του STL αρχείου που παράγεται από αυτή την σάρωση και αποστέλλεται στον Οδοντικό Τεχνολόγο ηλεκτρονικά. Ο ίδιος στην συνέχεια ανοίγει το αρχείο αυτό μέσω του ειδικού προγράμματος σχεδίασης. Το επόμενο στάδιο είναι ο σχεδιασμός της προσθετικής αποκατάστασης στο πρόγραμμα CAD (Εικόνα Β3).



Εικόνα B3: Σχεδιασμός πρόσθεσης στο Exocad 3.1 (Γεωργούλης 2024)

Όταν ο σχεδιασμός τελειώσει, το τρισδιάστατο αρχείο της εργασίας περνάει στο πρόγραμμα CAM στο οποίο θα γίνει «ενσωμάτωση»(nesting) του μέσα στην πλάκα κοπής για την μονάδα CNC. Στην παρακάτω εικόνα παρουσιάζεται το πρόγραμμα CAM στο οποίο γίνεται αυτή η ενέργεια (Εικόνα B4).



Εικόνα B4: Πρόγραμμα CAM(Ceramill match 2) για την τοποθέτηση των σχεδιασμένων εργασιών στην πλάκα κοπής (Γεωργούλης Μ 2024)

Στο πρόγραμμα CAM μπορούν να ρυθμιστούν διάφοροι παράμετροι όπως είναι η κλίση της σχεδιασμένης πρόσθεσης μέσα στην πλάκα κοπής καθώς και τα στηρίγματα της πρόσθεσης για να υποστηριχτεί και να μην παραμορφωθεί κατά την διάρκεια της κοπής.

Οι πλάκες κοπής(Εικόνες B5,B6) που κυκλοφορούν στην αγορά είναι κυκλικής διατομής ενώ το υλικό κατασκευής τους είναι είτε πολυμερές (ppma) είτε τετραγωνική ζirkονία(Y-TZP) καθώς και κοβάλτιο- χρώμιο όπως και Τιτάνιο (ανάλογα με την προσθετική κατασκευή). Πλέον έχουν κάνει την εμφάνισή τους πλάκες μικρές διπυριτικού λιθίου καθώς και πλάκες από πολυμερές peek-Polyether ether ketone) (Εικόνα B5).



Εικόνα B5: Πλάκα κοβαλτίου-χρωμίου(Amann Girrbach,Αυστρία), πλάκα Ζirkονίας(Kuraray Noritake,Ιαπωνία), κιβωτίδια από διπυριτικό λίθιο(HASSBIO,Νότια Κορέα)

Αφού ολοκληρωθεί η ενσωμάτωση(Nesting), ο υπολογιστής μέσω ενός προχωρημένου αλγορίθμου, υπολογίζει την πορεία διαδρομής των φρεζών που θα χρησιμοποιηθούν καθώς και τον αριθμό αυτών. Αφού ολοκληρωθεί αυτή η προσομοίωση κοπής της προσθετικής εργασίας, τότε πρέπει ο Οδοντικός Τεχνολόγος να τοποθετήσει την πλάκα κοπής στο κοπτικό μηχάνημα CNC (Εικόνα B6) και να την σταθεροποιήσει πάνω στις ειδικές υποδοχές που διαθέτει. Η φορά τοποθέτησης της πλάκας είναι σημαντικός παράγοντας για την σωστή λειτουργία της διαδικασίας. Οι πλάκες κοπής μπορούν να ξαναχρησιμοποιηθούν αρκεί να υπάρχει χώρος στην πλάκα για να τοποθετηθεί μια καινούργια εργασία. Για να μπορεί όμως το μηχάνημα να γνωρίζει σε ποια θέση έχει κοπεί προηγουμένως κάποια άλλη εργασία, θα

πρέπει να έχει τοποθετηθεί η πλάκα σωστά. Αν δεν έχει τοποθετηθεί με την σωστή φορά, κατά την διάρκεια της κοπής θα παρουσιάσει κάποιο σφάλμα (error) διότι το μηχάνημα θα προσπαθεί να κατεργαστεί την πλάκα σε σημείο που θα έχει προηγουμένως κοπεί άλλη εργασία. Υπάρχει συγκεκριμένος τρόπος προσανατολισμού του δίσκου. Πρέπει ανάμεσα στην πλάκα και στην βάση τοποθέτησης της πλάκας του κοπτικού μηχανήματος, να υπάρχει ένα σημείο αναφοράς για την σωστή της φορά (orientation). Ο κάθε κατασκευαστής δίνει οδηγίες γι' αυτό. Ένας εύκολος τρόπος να δημιουργηθεί το σημείο αυτό είναι σημειώνοντας μία γραμμή σε ένα σημείο του περιγράμματος της πλάκας(Εικόνα Β9). Μετά η πλάκα τοποθετείται στην βάση ευθυγραμμισμένη. Άλλες φορές το σημείο αναφοράς ορίζεται απευθείας από το κοπτικό μηχάνημα. Αφού έχει τοποθετηθεί η καινούργια πλάκα και έχει ξεκινήσει η διαδικασία κοπής, το κοπτικό με την βοήθεια μίας φρέζας δημιουργεί μία εγκοπή στο περίγραμμα της πλάκας δημιουργώντας έτσι ένα σημείο αναφοράς.



Εικόνα Β6: Πλάκα κοπής τοποθετημένη στην βάση συγκράτησης μηχανής CNC(Amann Girrbach, Αυστρία). (Γεωργούλης 2024)

Στην Εικόνα Β6 φαίνεται η πλάκα κοπής που είναι τοποθετημένη στην βάση συγκράτησης. Αριστερά από την βάση βρίσκεται ο χώρος αποθήκευσης των ειδικών φρεζών. Ο χώρος για τις φρέζες μπορεί να είναι και κινητός, επιτρέποντας κυκλικές κινήσεις έτσι ώστε να μπορεί ο άξονας της φρέζας να χρησιμοποιήσει σε πολλές φρέζες





Εικόνα B7: Φρέζες διαφορετικού μεγέθους. (Γεωργούλης 2024)

Φρέζες διαφορετικού μεγέθους, (Εικόνες B7,B8) τοποθετημένες πάνω στην υποδοχή φρεζών με σκοπό την πολλαπλή χρήση τους κατά την διάρκεια κοπής της προσθετικής εργασίας. Οι συγκεκριμένες τοποθετούνται μαγνητικά πάνω στην υποδοχή. Τα μεγέθη έχουν να κάνουν με την λεπτομέρεια της κοπής. Το κοπτικό ξεκινάει με την φρέζα μεγαλύτερης διατομής και καταλήγει με φθίνουσα χρήση έως την λεπτότερη για πιο ακριβή τελειοποίηση της μορφολογίας της εργασίας.



Εικόνα B8: φρέζα κατεργασίας μικρής διατομής με μαγνητικό δαχτυλίδι για να τοποθετείται εύκολα στην βάση στηρίγματος της. (Γεωργούλης 2024)



Το σημείο αναφοράς (Orientation) φαίνεται στην παρακάτω εικόνα (ΕικB9). Για λόγους σαφήνειας έχει κυκλωθεί με ψηφιακό μαρκαδόρο .



Εικόνα B9: Σημείο αναφοράς(Γεωργούλης 2024)

Στην συνέχεια αφού η πλάκα σταθεροποιηθεί στην θέση της, κλίνει στεγανά ο θάλαμος κοπής και ο Οδοντικός τεχνολόγος δίνει την εντολή μέσω του υπολογιστή να ξεκινήσει η διαδικασία κοπής (Εικόνα B10).

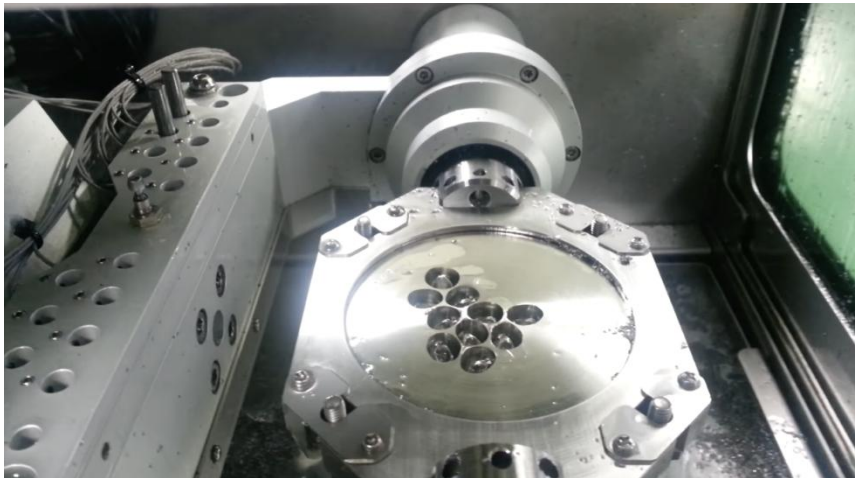


Εικ. B10: Κοπτικό μηχάνημα CNC(Amann Girrbach, Αυστρία) με ανοιχτό τον θάλαμο. Παρατηρείται ότι η βάση της πλάκας καλύπτεται από ένα πλαστικό, με σκοπό να διατηρηθεί ο θάλαμος κοπής καθαρός. (Γεωργούλης 2024)

### **Σκληρή κοπή(Hard milling) κράματος κοβαλτίου- χρωμίου ή Τιτανίου :**

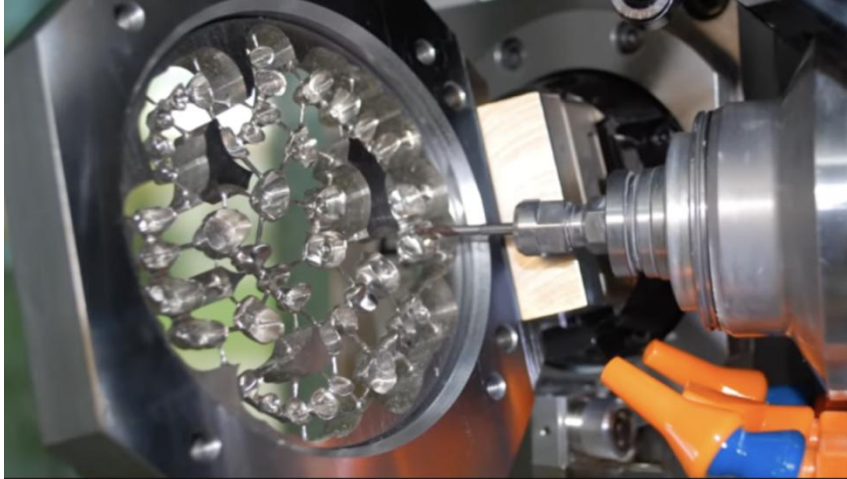
Σε αυτήν την κατηγορία ανήκουν οι πλάκες από καθαρό κοβάλτιο- χρώμιο ή Τιτάνιο οι οποίες έχουν τις μηχανικές και χημικές ιδιότητες που πρέπει να έχουν τα κράματα της Οδοντιατρικής. Δεν ακολουθεί κάποια θερμική κατεργασία. Η μέθοδος σκληρής κοπής μετάλλου έχει επιλεγεί από πολλούς Οδοντιάτρους και Οδοντικούς Τεχνολόγους γιατί δίνει ένα εξαιρετικό αποτέλεσμα άμεσα και χωρίς να χρειάζεται κάποια διαδικασία χύτευσης ή σύντηξης.

Η διαδικασία σχεδιασμού στο πρόγραμμα CAD ξεκινάει αφού γίνει σάρωση του εκμαγείου εργασίας(αναλογικός τρόπος) ή αφού ληφθεί το STL αρχείο από τον οδοντίατρο ο οποίος έχει κάνει ενδοστοματική σάρωση(ψηφιακός τρόπος). Η τοποθέτηση της πλάκας στην βάση στήριξης της στην μηχανή CNC γίνεται με τον ίδιο τρόπο που τοποθετείται μία πλάκα ζirkονίας (Εικόνα B11).



Εικ. B11: Κοπή της πλάκας με παρουσία νερού.(Γεωργούλης 2024)

Η κοπή της πλάκας γίνεται με την χρήση νερού μέσω ψεκασμού (wet milling). Αυτό συμβαίνει έτσι ώστε να μπορεί η πλάκα να κοπεί πιο εύκολα χρησιμοποιώντας το νερό σαν λιπαντικό με την παρουσία λίπανσης από το νερό. Με αυτόν τον τρόπο προστατεύονται και οι φρέζες ώστε να μην σπάσουν κατά την διάρκεια της κοπής (Εικόνα B12).



Εικ. Β12: Προσέγγιση φρέζας στην πλάκα κοπής για ολοκλήρωση της πρόσθεσης. (Γεωργούλης 2024)

Οι φρέζες είναι διαφόρων μεγεθών ενώ η σειρά με την οποία χρησιμοποιούνται είναι από εκείνη με μεγαλύτερη διατομή σε εκείνη με μικρότερη. Αυτό συμβαίνει διότι πρώτα γίνεται αφαίρεση αρκετού υλικού μέχρι να πάρει μορφή η πρόσθεση και στο τέλος δίνεται το φινίρισμα με φρέζες πιο λεπτές. Έτσι μπορούν να αποδοθούν οι αναγκαίες λεπτομέρειες.

Η τοποθέτησή της σχεδιασμένης προσθετικής εργασίας στην πλάκα κοπής στο πρόγραμμα CAM παρουσιάζει κάποιες διαφορές. Δεν χρειάζεται να τοποθετηθεί μεγάλος σταθεροποιητής (stabiliser) και η εργασία μπορεί να σχεδιαστεί έχοντας μικρό πάχος. Ο μεγάλος σταθεροποιητής δεν χρειάζεται διότι δεν υπάρχει κίνδυνος στρέβλωσης του σκελετού καθώς δεν ακολουθεί καμία θερμική κατεργασία. Τα υπόλοιπα συγκρατητικά στοιχεία τοποθετούνται κανονικά όπως κρίνεται απαραίτητο. Η σκληρή κοπή είναι ιδανική μέθοδος για την κατασκευή μεταλλικών σκελετών μερικής οδοντοστοιχίας.

Πλεονεκτήματα της σκληρής κοπής μετάλλου :

- 1) Μικρότερος χρόνος κατασκευής προσθετικής εργασίας καθώς δεν μεσολαβεί σύντηξη
- 2) Η τοποθέτηση της σχεδιασμένης εργασίας στο πρόγραμμα CAM δεν είναι πολύπλοκη και δεν απαιτεί μεγάλους σταθεροποιητές
- 3) Είναι τεχνική με ευκολότερο χειρισμό σε σχέση με την συμβατική μέθοδο χύτευσης

- 4) Οι χημικές και μηχανικές ιδιότητες της προσθετικής εργασίας είναι πολύ καλύτερες σε σχέση με άλλες μεθόδους
- 5) Μεγάλη ακρίβεια εφαρμογής εργασιών ειδικά στο αυχενικό τμήμα. Ιδανική μέθοδος για κοπή εξατομικευμένου κολοβώματος (Jaafar et al., 2014; Min Hong et al., 2020)

Μειονεκτήματα της σκληρής κοπής μετάλλου :

- 1) Μεγάλο κόστος της πλάκας κοβαλτίου- χρώμιο και ακόμα μεγαλύτερο εκείνης από Τιτάνιο.
- 2) Οι μονάδες CNC οι οποίες προορίζονται για χρήση της σκληρής κοπής μετάλλου είναι ακριβότερες. Αυτό συμβαίνει διότι τα εξαρτήματα είναι ανθεκτικότερα και το μοτέρ της μονάδας είναι δυνατότερο για να μπορεί να ανταπεξέλθει στις μεγάλες τριβές που θα υποστούν οι φρέζες .
- 3) Οι φρέζες είναι ακριβότερες
- 4) Κατά την κοπή μίας προσθετικής εργασίας, υπάρχει πολύ περίσσεια υλικού η οποία δεν μπορεί να χρησιμοποιηθεί ξανά. Έτσι ένα μέρος της πλάκας χάνεται με αποτέλεσμα να μην είναι καλή η αναλογία υλικού-κόστους.
- 5) Το υψηλό κόστος των μηχανημάτων που προορίζονται για σκληρή κοπή σε συνδυασμό με τα ακριβότερα αναλώσιμα (φρέζες κτλπ) καθώς και η μεγαλύτερη καταπόνηση του μηχανήματος οδήγησαν στην δημιουργία μίας νέας μεθόδου κοπής, της μαλακής κοπής(soft milling) (Jaafar et al. 2014, Min Hong et al. 2020)

**Μαλακή κοπή (soft milling) μετάλλου- κράματος :**

Γι' αυτήν την τεχνολογία έχουν κατασκευαστεί κράματα με έναν συνδετικό παράγοντα που είναι συνήθως το κερί. Αυτά κόβονται από την μηχανή CNC με «ξηρό» τρόπο (dry milling), χωρίς ψεκασμό νεού και στην συνέχεια μπαίνει σε ειδικό φούρνο για να ακολουθήσει διαδικασία σύντηξης. Υπάρχουν πολλές εταιρείες που κατασκευάζουν πλάκες «μαλακού» μετάλλου. Μία από αυτές είναι η Amann Girrbach με την γνωστή ονομασία πλακών Sintron (Ceramill Cintron, Amann Girrbach). Το Ceramill Sintron είναι πλάκα από κράμα CoCrMo.(Κοβάλτιο-χρώμιο-μολυβδαίνιο). Τα τεμάχια Ceramil Sintron χρησιμοποιούνται για

την κατασκευή Οδοντικών αποκαταστάσεων οι οποίες είναι μόνιμες ή αφαιρούμενες (π.χ. στεφάνες και γέφυρες, τηλεσκοπικές στεφάνες, υπερκατασκευές κ.λπ.) με χρήση φρέζας CNC .

Οι πλάκες κραμάτων για μαλακή κοπή δεν περιέχουν μόνο χρώμιο κοβάλτιο όπως αναφέρθηκε (Εικόνα Β13). Για παράδειγμα μια πλάκα Sintron(Amann Girrbach, Αυστρία)περιέχει και μολυβδαίνιο καθώς και άλλα στοιχεία σε ποσοστό μικρότερο του 1%. Περιέχει οργανικό συνδετικό υλικό σε ποσοστό 1-2 %. (Sintron instruction booklet)



Εικόνα Β13:Πλάκα ceramill Sintron μαλακής κοπής για χρήση στα συστήματα CAD-CAM.Όλες οι πλάκες μετάλλου για μαλακή κοπή δεν έχουν την μορφή μεταλλικής πλάκας. Έχουν μορφή υλικού πιο μαλακού που εξαρτάται από τον συνδετικό παράγοντα που χρησιμοποιεί η κάθε εταιρεία που είναι κυρίως το κερί.(Γεωργούλης 2024)

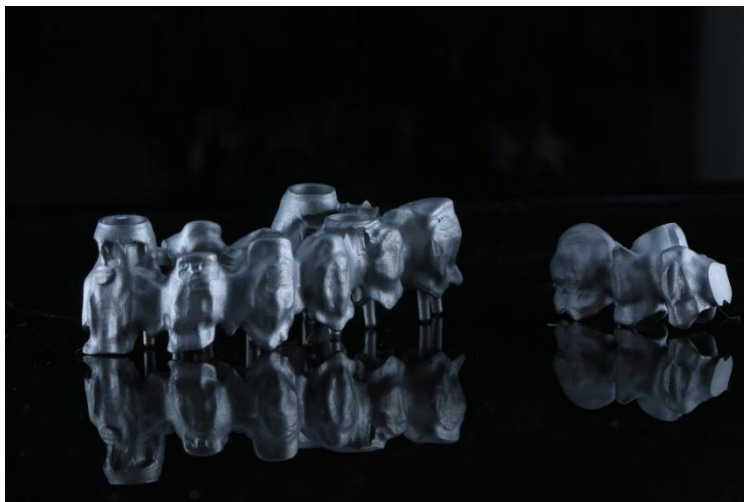
Ο σχεδιασμός γίνεται στον ηλεκτρονικό υπολογιστή στο πρόγραμμα CAD(3shape,Exocad,DentalWings κτλπ) όπως θα σχεδιαζόταν ένας μεταλλικός σκελετός ή ένας σκελετός μερικής οδοντοστοιχίας. Ενδείξεις για την χρήση της είναι η κατασκευή στεφανών, γεφυρών, επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων από τιτάνιο καθώς και για εξατομικευμένων κολοβωμάτων που θα τοποθετηθούν πάνω σε βάσεις Τιτανίου .

Μετά από την κοπή, οι αποκαταστάσεις έχουν ένα αυξημένο μέγεθος της τάξης του 10%(Kim et al. 2017, Min Hong et al. 2020). Αυτό συμβαίνει διότι μεσολαβεί ανάμεσα στο χρώμιο και το κοβάλτιο το συνδετικό υλικό. Σκοπός του είναι να δώσει την ικανότητα στην πλάκα να είναι

ένα πιο μαλακό υλικό που θα μπορεί να κόβεται με τρόπο που δεν θα φθείρονται οι φρέζες του CNC όπως θα γινόταν στην σκληρή κοπή μίας πλάκας από καθαρό κοβάλτιο-χρώμιο. Μετά την κοπή τοποθετείται η αποκατάσταση σε έναν ειδικό φούρνο σύντηξης όπως είναι αυτός που απεικονίζεται παρακάτω (Εικόνα Β14).



Εικόνα Β14: Φούρνος σύντηξης Ceramill Argotherm 2(Amann Girrbach,Αυστρία) για χρήση στην διαδικασία μαλακής κοπής μετάλλου.



ΕικόναΒ15:Επιεμφυτευματική γέφυρα ολικού τόξου χωρισμένη σε δύο μέρη(Γεωργούλης 2024).



Στην Εικόνα B15 φαίνεται μία γέφυρα επιεμφυτευματική ολικού τόξου η οποία έχει κατασκευαστεί με την χρήση πλάκας μαλακού κοβαλτίου-χρωμίου. Στην αποκατάσταση αυτή, με σκοπό να επιτευχθεί παθητική εφαρμογή έχει γίνει διαχωρισμός έτσι ώστε πλέον να υπάρχουν δύο γέφυρες. Ο διαχωρισμός αυτός γίνεται με την βοήθεια του ηλεκτρονικού προγράμματος Ceramill Mind τοποθέτησης των εργασιών στην πλάκα κοπής

Ο λόγος που έγινε αυτό είναι διότι σε μεγάλες αποκαταστάσεις οι οποίες είναι πολύπλοκες πολλές φορές μπορεί να μην επιτυγχάνεται παθητική εφαρμογή που είναι σημαντική για την αποκατάσταση. Αυτό συμβαίνει λόγω των θερμικών τάσεων που μπορεί να απελευθερωθούν μετά την σύντηξη του μαλακού μετάλλου. Στην συνέχεια τα δύο μέρη τοποθετούνται στο εκμαγείο, κοχλιώνονται στην σωστή τους θέση και συγκολλούνται μέσω μίας συσκευής λέιζερ στο εργαστήριο (Εικόνα B16).

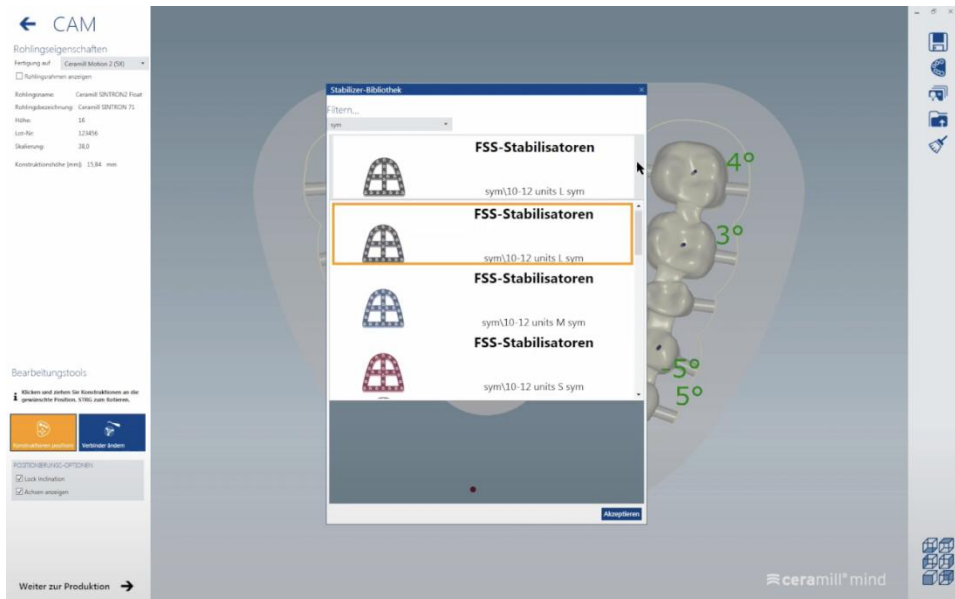


Εικόνα B16:Ο μεταλλικός σκελετός συγκολλημένος πάνω στο εκμαγείο (Γεωργούλης 2024)

Βασικά στοιχεία που πρέπει να προσέξει ο Οδοντικός τεχνολόγος στην διαδικασία της μαλακής κοπής :

Ο σχεδιασμός μίας προσθετικής αποκατάστασης που προορίζεται για μαλακή κοπή δεν πρέπει να έχει πολύ λεπτά σημεία. Το πρόγραμμα CAD δίνει το ελάχιστο πάχος το οποίο δεν πρέπει να παραβιαστεί αλλιώς μπορεί η προσθετική αποκατάσταση να παραμορφωθεί σημαντικά κατά την διάρκεια της κοπής είτε να παρουσιάσει εκτεταμένες μορφολογικές ατέλειες.

Στο πρόγραμμα CAM υπάρχουν κάποιες ιδιαιτερότητες για το πως πρέπει να τοποθετηθεί μία προσθετική αποκατάσταση στην πλάκα κοπής .



Εικόνα B17:Ceramill match 2 -Επιλογή σταθεροποιητή (Γεωργούλης 2024)

Αρχικά γίνεται επιλογή του κατάλληλου τύπου μεγάλου σταθεροποιητή (stabiliser) από την λίστα που δίνει το συγκεκριμένο πρόγραμμα CAM (Εικόνα B17). Αυτός είναι απαραίτητος για να αποφευχθούν στρεβλώσεις του υλικού κατά την διάρκεια της σύντηξης. Λόγω της μεγάλης θερμοκρασίας που αναπτύσσεται στον φούρνο και σε συνδυασμό με την συρρίκνωση που θα παρουσιάσει το μαλακό μέταλλο(μέσα στον φούρνο), αν δεν υπάρχει σταθεροποιητής τότε ο σκελετός μπορεί να στρεβλώσει παραπάνω γιατί δεν υπάρχει κάτι να τον κρατήσει σταθερό .





Εικόνα B18: Τοποθέτηση σταθεροποιητή (Γεωργούλης 2024)

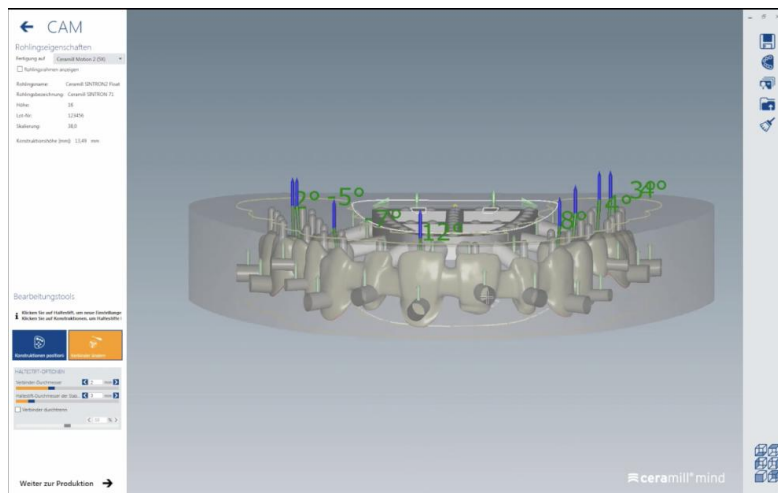
Στην συνέχεια ο μεγάλος σταθεροποιητής θα εμφανιστεί στην οθόνη και θα πρέπει ο Οδοντικός Τεχνολόγος να τον μετακινήσει στην σωστή θέση της εργασίας (Εικόνα B18). Στην συγκεκριμένη περίπτωση αφορά έναν σκελετό αποκατάστασης σε ολικά νωδή γνάθο. Η σωστή θέση του μεγάλου σταθεροποιητή είναι πάντα στην υπερώια/γλωσσική άποψη της προσθετικής αποκατάστασης. Αυτό συμβαίνει διότι έτσι εξισορροπούνται η θερμική διαστολή και συστολή του μετάλλου κατά την διάρκεια της θερμικής κατεργασίας.



Εικόνα B19: Τοποθέτηση σταθεροποιητή (Γεωργούλης 2024)

Αφού τοποθετηθεί ο μεγάλος σταθεροποιητής, τότε γίνεται και χειροκίνητη εισαγωγή από τον χειριστή μικρότερων συγκρατητικών στοιχείων ανάμεσα στην προσθετική εργασία και τον

μεγάλο σταθεροποιητή (Εικόνα Β19). Όπως σε όλες τις ψηφιακές εργασίες, τοποθετούνται και συγκρατητικά στοιχεία ανάμεσα στην πλάκα και στην εργασία προστομακά .



Εικόνα Β20: Τοποθέτηση επιπρόσθετων στηριγμάτων (Γεωργούλης 2024)

Τέλος, βασική περιοχή στηριγμάτων είναι και εκείνη στην μασητική επιφάνεια της εργασίας. Τα στηρίγματα αυτά καθώς και ο μεγάλος σταθεροποιητής φτάνουν μέχρι την επιφάνεια της πλάκας. Σκοπός τους είναι να μπορεί η προσθετική αποκατάσταση να τοποθετηθεί στην ειδική βάση του φούρνου σύντηξης και να μην στρεβλωθεί η εργασία κατά την διάρκεια αυτής (Εικόνα Β20).

Ο Οδοντικός Τεχνολόγος θα πρέπει να γνωρίζει και τις οδηγίες του κατασκευαστή της πλάκας ώστε να μπορεί να ρυθμίσει τον φούρνο σύντηξης (θερμοκρασία, χρόνος παραμονής κλπ). Αν δεν ακολουθήσει ακριβώς τις πληροφορίες που του δίνει, τότε υπάρχει μεγάλη πιθανότητα το υλικό που θα παραλάβει στα χέρια του μετά την σύντηξη, να έχει διαφορετικές φυσικές και χημικές ιδιότητες από αυτές που αναγράφονται σαν αποτέλεσμα από την εταιρεία. Μετά την σχεδίαση του σκελετού, ακολουθεί η κοπή του από το μηχάνημα CNC. Απομακρύνεται από την πλάκα ο σκελετός μαζί με τον σταθεροποιητή με την βοήθεια μίας φρέζας. Στην συνέχεια τοποθετείται στον φούρνο σύντηξης μαλακού μετάλλου όπου και θα ακολουθήσει η ειδική θερμική κατεργασία του. Με την θερμική κατεργασία που είναι ένα είδος σύντηξης απομακρύνεται το συνδετικό υλικό και ο σκελετός συρρικνώνεται περίπου 10%. Αφού τελειώσει η θερμική κατεργασία του, τότε αφήνεται να κρυώσει σε θερμοκρασία δωματίου.

Στην συνέχεια γίνεται επεξεργασία από τον Οδοντικό τεχνολόγο ο οποίος αφαιρεί με ειδική φρέζα τον σταθεροποιητή και τα υπόλοιπα στηρίγματα που υπάρχουν στις μασητικές επιφάνειες του σκελετού. Τέλος διαμορφώνεται και τελειοποιείται από τον Οδοντικό Τεχνολόγο.

Πλεονεκτήματα της μαλακής κοπής :

1) Όπως αναφέρθηκε , οι φρέζες δεν καταπονούνται όπως θα γινόταν σε μία σκληρή κοπή .Το υλικό αφαιρείται από την μηχανή CNC σαν να γίνεται κοπή κέρινης πλάκας .

2) Η προσθετική αποκατάσταση μπορεί να διαμορφωθεί εύκολα πριν γίνει η σύντηξη ,με αποτέλεσμα να υπάρχει μία ευκολία χειρισμού του υλικού .

3) Οι πλάκες κραμάτων για χρήση στην μαλακή κοπή είναι πλέον διαδεδομένες και δίνουν πολύ καλά αποτελέσματα υλικού με ομοιογενή μάζα και ελεύθερη από κάθε στρέβλωση .

4) Εξαιρετική αντοχή που είναι σχεδόν ίδια με εκείνη των πλακών χρωμίου - κοβαλτίου για σκληρή κοπή .

5) Οι προσθετικές εργασίες από μαλακή κοπή δεν κάνουν μολύνσεις όταν έρθουν σε επαφή με την ζirkονία .

Μειονεκτήματα της μαλακής κοπής :

1) Μεγάλο κόστος του φούρνου σύντηξης

2) Πολυπλοκότητα χειρισμού τόσο του υλικού όσο και του φούρνου σύντηξης .

3) Σε μεγάλες αποκαταστάσεις ειδικά επιεμφυτευματικές ,πρέπει να κόβεται η πρόσθεση σε κάποια μέρη και να συγκολλάται μετά την σύντηξη .

4) Η προσθετική αποκατάσταση πριν την σύντηξη είναι επιρρεπής σε θραύση καθώς είναι χαμηλής αντοχής .

5) Για την σωστή δημιουργία μίας αποκατάστασης από μαλακό μέταλλο πρέπει να υπάρχει μία σημαντική καμπύλη εκμάθησης του προγράμματος CAM .

### **B.2.2 Προσθετική μέθοδος /τεχνικές προσθήκης SLM,SLS,**

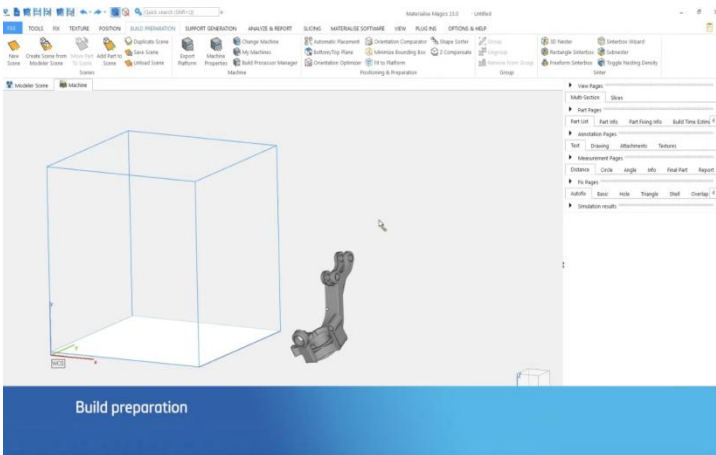
Την τελευταία δεκαετία οι διαδικασίες SLS/SLM έχουν κερδίσει ευρεία αποδοχή ως προσθετικές μέθοδοι στην Οδοντιατρική. Πρόσφατα, εμφανίστηκε μια στροφή λόγω των τεχνικών βελτιώσεων των διαδικασιών. Οι τεχνικές SLS/SLM δεν χρησιμοποιούνται πλέον αποκλειστικά για τη δημιουργία πρωτότυπων μοντέλων. Η δυνατότητα επεξεργασίας πληθώρας ειδών μετάλλων δίνει ευκαιρίες για την κατασκευή πραγματικών λειτουργικών εξαρτημάτων. Οι ιατρικές και οδοντιατρικές εφαρμογές θα μπορούσαν να επωφεληθούν από αυτήν την εξέλιξη χρησιμοποιώντας SLS όχι μόνο για πολυμερή εξαρτήματα όπως χειρουργικούς οδηγούς, αλλά και για λειτουργικά εμφυτεύματα, μεταλλικούς σκελετούς ή προσθέσεις με μακροχρόνια συνοχή κατασκευασμένα από βιοσυμβατό μέταλλο. Οι οδοντιατρικές εφαρμογές είναι κατάλληλες για επεξεργασία μέσω προσθετικής μεθόδου λόγω της πολύπλοκης γεωμετρίας, του χαμηλού όγκου και της εξατομίκευσής τους. Η κατασκευή πολλαπλών προσθετικών αποκαταστάσεων σε ένα μόνο κύκλο παραγωγής επιτρέπει τη μαζική κατασκευή (οικονομία κλίμακας). Επιπλέον, η παραγωγή ελεγχόμενη από υπολογιστή πλέον κατατάσσεται στην παγκόσμια τάση ψηφιοποίησης της κατασκευής ιατρικών και οδοντιατρικών εξαρτημάτων. Το SLM και SLS ανήκουν στην κατηγορία σύντηξης σκόνης σε στρώσεις (Powder Bed Fusion).

Η επιλεκτική τήξη με λέιζερ (SLM) χρησιμοποιείται συχνότερα από την επιλεκτική πυροσυσσωμάτωση με λέιζερ (SLS) στην οδοντιατρική λόγω των ειδικών απαιτήσεων της οδοντιατρικής βιομηχανίας σε υλικά. Η SLM υπερέχει στην επεξεργασία μεταλλικών σκονών, καθιστώντας την κατάλληλη για την παραγωγή πλήρως πυκνών και βιοσυμβατών μεταλλικών εξαρτημάτων, όπως οδοντιατρικά εμφυτεύματα, στεφάνες και γέφυρες. Η επικράτηση των μεταλλικών υλικών στην οδοντιατρική ευθυγραμμίζεται με τις δυνατότητες της SLM, προσφέροντας υψηλή ακρίβεια, ακρίβεια και αντοχή - βασικές ιδιότητες για περίπλοκες οδοντιατρικές εφαρμογές. Αντίθετα, ενώ η SLS μπορεί να παράγει λειτουργικά πολυμερή εξαρτήματα, αδυνατεί στην παραγωγή μεταλλικών προσθέσεων χωρίς πόρους. Γι'αυτό η χρήση των μετάλλων στις οδοντιατρικές πρακτικές και τα καθιερωμένα πρότυπα για τα μεταλλικά εξαρτήματα συμβάλλουν περαιτέρω στην ευνοϊκότερη θέση της SLM έναντι της SLS στο τοπίο της οδοντιατρικής τρισδιάστατης εκτύπωσης.

Ο όρος "Direct Metal Laser Sintering" (DMLS) χρησιμοποιείται συχνά ως ένας ευρύς και περιεκτικός όρος που περιλαμβάνει τόσο τις διαδικασίες Selective Laser Melting (SLM) όσο και τις διαδικασίες Selective Laser Sintering (SLS). Η DMLS αναφέρεται στη χρήση ενός λέιζερ για την άμεση πυροσυσσωμάτωση ή τήξη μεταλλικών σκονών προκειμένου να δημιουργηθούν τρισδιάστατα αντικείμενα στρώμα προς στρώμα. Η βασική διάκριση μεταξύ SLM και SLS έγκειται στον βαθμό στον οποίο οι μεταλλικές σκόνες λιώνουν κατά τη διάρκεια της διαδικασίας. Γι' αυτό δεν πρέπει να λαμβάνεται υπόψιν σαν μία ξεχωριστή διαδικασία .

Παρακάτω δίνεται ιδιαίτερη έμφαση στην τεχνική *Selective Laser Melting (SLM)* με την οποία ο Οδοντικός Τεχνολόγος μπορεί να κατασκευάσει μεταλλικές αποκαταστάσεις, σκελετούς μερικών οδοντοστοιχιών, εμφυτεύματα κτλπ.

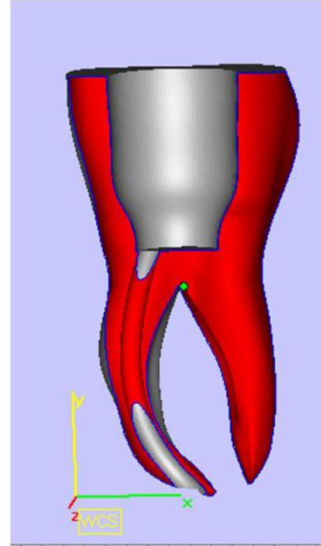
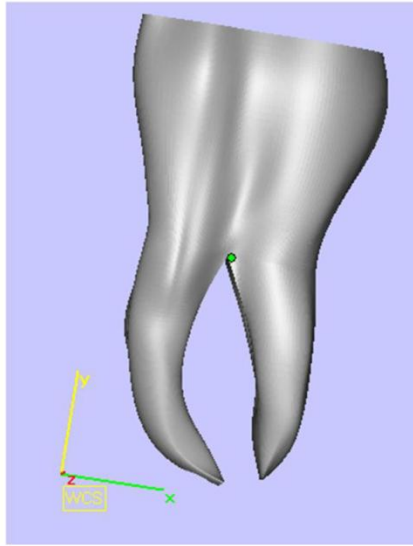
Τα στάδια σχεδίασης στο πρόγραμμα CAD είναι ίδια ακριβώς με εκείνα στις αφαιρετικές τεχνικές. Όμως αυτό που διαφέρει είναι το CAM. Για την αφαιρετική μέθοδο το πρόγραμμα παρέχει βοηθήματα για στήριξη της εργασίας στις πλάκες καθώς και για άλλα σημαντικά στοιχεία αυτής της διαδικασίας. Στην προσθετική μέθοδο, το πρόγραμμα είναι διαφορετικό και συνήθως είναι όμοιο με εκείνο που χρησιμοποιούν οι τρισδιάστατοι εκτυπωτές πολυμερών υλικών για εκμαγεία και κινητά κολοβώματα. Ένα είδος προγράμματος είναι το formware phrozen edition (Formware B.V, Netherlands) (Εικόνα B21). Ένα τέτοιο πρόγραμμα προσφέρει μία γραμμή με το οποίο ο Οδοντικός Τεχνολόγος μπορεί να κόψει (slicing) μία εργασία σε επιμέρους μέρη, να ρυθμίσει την κλίση της εργασίας, την ισχύ του λέιζερ κτλπ. Μετά τον σχεδιασμό της εργασίας, γίνεται εισαγωγή του STL αρχείου στο πρόγραμμα εκτύπωσης. Μετά την εισαγωγή τοποθετείται στο επίπεδο που ορίζει το πρόγραμμα σαν βάση εκτύπωσης



Εικ. Β21:Πρόγραμμα Pyramis(CIMsystem, Ιταλία) για χρήση με την τεχνολογία

Στην συνέχεια ακολουθεί ένα από τα σημαντικότερα στάδια της προσθετικής μεθόδου που είναι η τοποθέτηση των βοηθητικών στηριγμάτων των μεταλλικών εργασιών πάνω στην βάση εκτύπωσης.

Για να γίνει κατανοητή η αρχή που διέπει την τοποθέτηση των στηριγμάτων και λόγω της σημασίας αυτού του χαρακτηριστικού θα γίνει ανάλυση του ζητήματος αυτού με την βοήθεια ενός προγράμματος τρισδιάστατης εκτύπωσης Magics (Materialise, 1990,Βέλγιο). Θα χρησιμοποιηθεί σαν πρότυπο ένας γομφίος με ριζική προέκταση. Με την βοήθεια αυτού θα αναλυθεί η σωστή τοποθέτησή μιας προσθετικής αποκατάστασης στην βάση εκτύπωσης μίας μηχανής SLM. Θα αναφερθούν τα στοιχεία που επηρεάζονται και οι διάφορες τεχνικές επίλυσης των πιθανών προβλημάτων.



Εικόνα. B22: Δοκίμιο γομφίου κάτω γνάθου για μελέτη της σωστής τοποθέτησης στηριγμάτων στην προσθετική εργασία. (George et al. 2017)

Η μελέτη αυτή θα χρησιμοποιήσει σαν πρότυπο την κατασκευή ενός μεταλλικού δοκιμίου ενός γομφίου κάτω γνάθου.

Η τοποθέτηση της μεταλλικής κατασκευής και των στηριγμάτων έχει μεγάλη σημασία, γιατί, ανάλογα με τις επιλογές που θα γίνουν, το εξάρτημα θα κατασκευαστεί πλήρως ή θα υπάρξει αστοχία που θα οδηγήσει στην αποτυχία της κατασκευής (Εικόνα B22). Η αστοχία αυτή έχει την μορφή της παραμόρφωση της εργασίας στο τραπεζίδιο εκτύπωσης. Έτσι κατά την διάρκεια της εκτύπωσης θα παρουσιαστεί ή κάποιο σφάλμα ή η μηχανή SLM θα συνεχίσει να εκτυπώνει αλλά λανθασμένα την εργασία. Επιπλέον, η σωστή τοποθέτηση επηρεάζει τις μηχανικές ιδιότητες και τις τάσεις του τελικού εξαρτήματος καθώς και πολλές άλλες παραμέτρους (George et al. 2017)

Τα στοιχεία που επηρεάζονται από τη σωστή τοποθέτηση των μεταλλικών κατασκευών είναι :

- εξωτερική επιφάνεια του τελικού εξαρτήματος (συμπεριλαμβανομένης της τραχύτητας του).
- εσωτερικές τάσεις .
- μηχανικές ιδιότητες;
- κατανάλωση υλικού.

- αποκόλληση του εξαρτήματος από την βάση εκτύπωσης .
- δυνατότητα κατασκευής ή μη εσωτερικών χαρακτηριστικών.
- αριθμός εξαρτημάτων κατασκευής.
- συνολική έκταση εργασίας.
- και ακόμη και το μέγιστο ύψος του κατασκευασμένου αντικειμένου.

Οι λύσεις για το πρόβλημα τοποθέτησης είναι:

- Ο γομφίος της κάτω γνάθου τοποθετείται παράλληλα με την βάση εκτύπωσης .

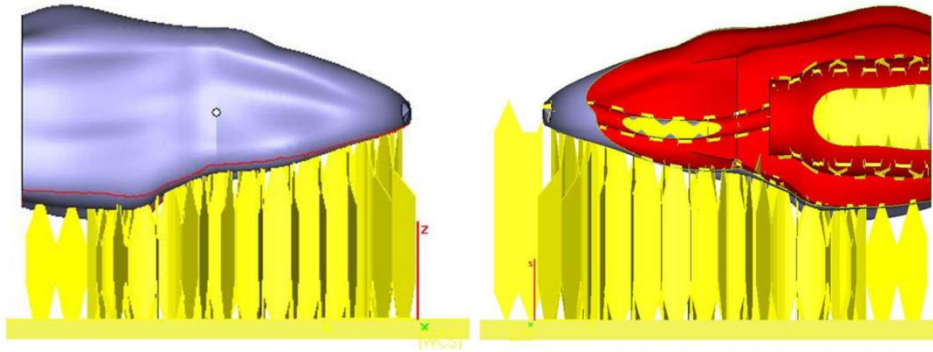
Σε αυτή τη λύση τοποθέτησης, τα στηρίγματα της κατασκευής πρέπει να στερεώνονται κάθετα στην εξωτερική όψη των δοντιών που είναι παράλληλη με το τράπεζα του μηχανήματος (βάση εκτύπωσης).

Κατά την προσπάθεια χρήσης αυτής της λύσης τοποθέτησης για την κατασκευή του εξαρτήματος εντοπίστηκαν μια σειρά από μειονεκτήματα:

- Μετά την κατασκευή του δοντιού, στην επιφάνεια με τα προσαρτημένα δομικά στηρίγματα πρέπει να εφαρμοστεί μια δεύτερη διαδικασία μηχανικής κατεργασίας για να ληφθεί μια λεία επιφάνεια. Η επιφάνεια έχει ανωμαλίες που δημιουργούνται από υπολείμματα του ψεκασμένου υλικού. Αλλά, επειδή αυτή η επιφάνεια είναι μια φυσιολογική αναπαραγωγή ανάπτυξης λόγω της διαδικασίας εκτύπωσης, το σχήμα είναι ακανόνιστο και επομένως πολύ δύσκολο να γίνει απολύτως λείο.
- Επειδή το τελικό αντικείμενο είναι κοίλο εσωτερικά (έχει κοιλότητες), το λογισμικό προσαρτά στηρίγματα ακόμη και στο εσωτερικό του εξαρτήματος (Εικ. Β24). Η αφαίρεση των εσωτερικών στηρίξεων είναι μια ακόμη πιο δύσκολη λειτουργία, μια λειτουργία που απαιτεί τη χρήση ειδικών εργαλείων, αυξάνοντας έτσι την πολυπλοκότητα της διαδικασίας κατασκευής και το συνολικό κόστος.



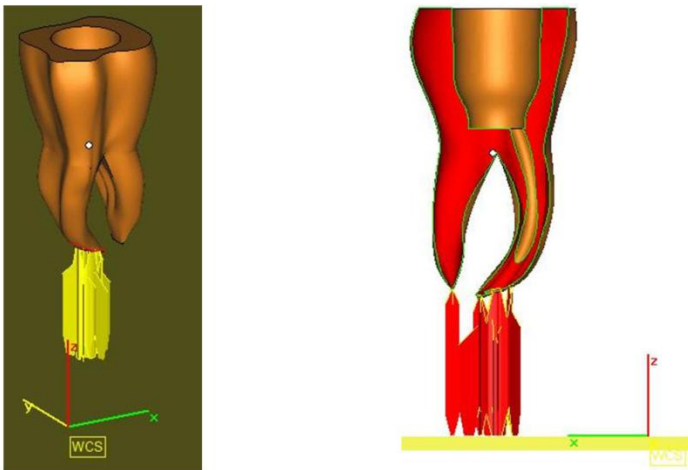
- Επίσης, τα προσαρτημένα στηρίγματα, από την εξωτερική επιφάνεια, δεν επαρκούν για να διατηρήσουν το τμήμα σταθερό μέχρι το τέλος της διαδικασίας εκτύπωσης και έτσι μπορεί να προκληθεί λάθος κατασκευή.



Εικ. B23: Τοποθέτηση στηριγμάτων. (George et al. 2017)

Λαμβάνοντας υπόψη όλα τα μειονεκτήματα που παρουσιάστηκαν παραπάνω, αυτή η λύση τοποθέτησης έχει μόνο θεωρητική σημασία και επομένως δεν χρησιμοποιείται για τη δημιουργία μιας μεταλλικής αποκατάστασης (Εικόνα B23).

- Η ανατομική ρίζα της κάτω γνάθου είναι τοποθετημένη κάθετα με την βάση εκτύπωσης .



Εικ. B24: Τοποθέτηση στηριγμάτων στην οριακή περιοχή. (George et al. 2017)

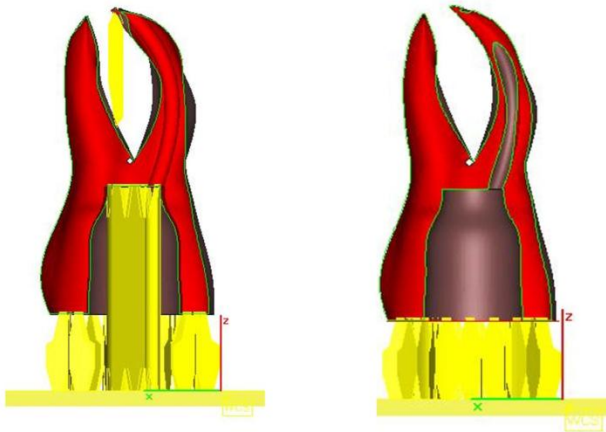
Η δεύτερη λύση τοποθέτησης έχει τα κατασκευαστικά στηρίγματα προσαρτημένα στην άκρη της ρίζας των δοντιών (Εικόνα Β24) Αρχικά αυτή θα μπορούσε να θεωρηθεί ως η καλύτερη λύση θέσης λόγω της πεποίθησης ότι δεν υπάρχει ανάγκη για περισσότερη επεξεργασία μετά την διαδικασία εκτύπωσης. Όμως, επειδή η διαδικασία της επιλεκτικής τήξης με λέιζερ είναι μια κατασκευαστική διαδικασία που εισάγει στο τελικό αποτέλεσμα πολλές παραμένουσες τάσεις λόγω των επακόλουθων κύκλων τήξης και ψύξης, έχει σαν αποτέλεσμα μια κατασκευή με πολλές παραμένουσες τάσεις. Αυτό μπορεί να δημιουργήσει προβλήματα στην αρτιότητα της εργασίας από το στάδιο της κατασκευής ακόμη. Η περιοχή επαφής μεταξύ των κατασκευαστικών στηριγμάτων και του τελικού εξαρτήματος είναι η μικρότερη από όλες τις περιπτώσεις, αλλά είναι γνωστό ότι η διαδικασία της επιλεκτικής τήξης με λέιζερ είναι μια διαδικασία κατασκευής που εισάγει στην εκτυπωμένη μεταλλική εργασία πολλές τάσεις κατά τους κύκλους τήξης και ψύξης. Αυτοί οι κύκλοι τήξης και ψύξης οφείλονται στον τρόπο λειτουργίας της τεχνολογίας.

Η επιλεκτική διαδικασία τήξης με λέιζερ είναι μια μέθοδος παραγωγής και μια τεχνολογία που βασίζεται σε στρώματα. Η προσθετική κατασκευή αποτελείται από στρώματα σταθερού πάχους, τα οποία στοιβάζονται το ένα πάνω στο άλλο και στη συνέχεια λιώνουν μερικώς χρησιμοποιώντας μια πηγή ενέργειας το λέιζερ .

Στην εξεταζόμενη περίπτωση του δοντιού με ρίζα, η σκόνη μετάλλου τοποθετείται σε ένα στρώμα διατομής 30 μm στην βάση εκτύπωσης και στη συνέχεια το λέιζερ τήκει ένα προκαθορισμένο περίγραμμα, που αντιπροσωπεύει ένα τμήμα 2D - δισδιάστατο από την προσθετική εργασία. Πάνω από αυτό το στρώμα, το μηχάνημα τοποθετεί ένα άλλο στρώμα υλικού και η διαδικασία επαναλαμβάνεται μέχρι να τελειώσει η κατασκευή .

Έχοντας υπόψη τον τρόπο λειτουργίας αυτής της τεχνολογίας και τις τάσεις που εισάγονται στην εργασία λόγω των κύκλων θέρμανσης και ψύξης, συνάγεται το συμπέρασμα ότι τα στηρίγματα σε αυτήν τη λύση τοποθέτησης δεν επαρκούν για να προχωρήσει αυτή η εργασία στο τέλος. Αυτή η περίπτωση είναι θεωρητική. (George et al. 2017)

- Ο γομφίος με την μασητική επιφάνεια να προσανατολισμένη προς την βάση εκτύπωσης .

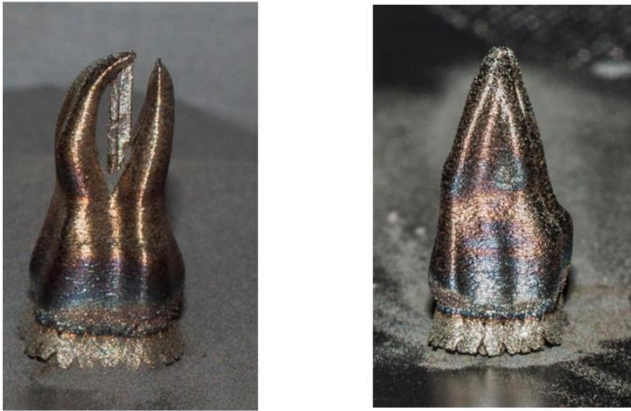


Εικόνα B25: Τοποθέτηση στηριγμάτων στην μασητική επιφάνεια (George et al. 2017)

Η τρίτη λύση τοποθέτησης τοποθετεί το δόντι με την μασητική να προσανατολίζεται προς την πλάκα δόμησης . Σε αυτή τη θέση τα στηρίγματα προσαρτώνται στην μασητική περιοχή του δοντιού, η οποία, στην εξεταζόμενη περίπτωση, είναι μια επίπεδη επιφάνεια, και έτσι παρέχεται μια επαρκής επιφάνεια για την πρόσθεση που πρέπει να στερεωθεί κατά τη διάρκεια ολόκληρης της διαδικασίας κατασκευής (Εικόνα B25)

Επίσης, σε αυτή τη λύση θέσης, τα στηρίγματα μπορούν να προσαρτηθούν στο εσωτερικό των δοντιών ή σε κοιλότητες, για να συντηρηθεί περαιτέρω η αποκατάσταση. Αυτό είναι δυνατό γιατί εδώ υπάρχει μια επίπεδη επιφάνεια .

Επιπλέον, υπάρχει ανάγκη να προσαρτηθεί ένα σημείο στήριξης για να υποστηρίξει τη ρίζα των δοντιών κατά τη διαδικασία κατασκευής, και αυτό είναι απαραίτητο επειδή η ρίζα έχει πολύ μεγάλη καμπυλότητα .



Εικόνα B26: Ο γομφίος μετά την διαδικασία SLM πάνω στην τράπεζα εκτύπωσης. (George et al. 2017)

Επειδή τα στηρίγματα είναι προσαρτημένα σε μια επιφάνεια κάτοψης, η μετέπειτα επεξεργασία είναι πολύ πιο εύκολη. Η περιοχή επαφής μεταξύ των στηριγμάτων και των δοντιών βρίσκεται στο ίδιο επίπεδο, αλλά έχει κυκλική διατομή, παρέχοντας έτσι μεγαλύτερη αντοχή και ελαστικότητα έναντι των καταπονήσεων που εμφανίζονται κατά τη διαδικασία κατασκευής( σε αυτήν την περίπτωση που η μασητική είναι επίπεδη) .

Αυτή η μέθοδος τοποθέτησης θεωρείται η καλύτερη λύση και χρησιμοποιείται στην πράξη για την κατασκευή των προσθετικών αποκαταστάσεων (Εικόνα B26).

Οι προσθετικές αποκαταστάσεις είτε είναι γέφυρες είτε στεφάνες θα πρέπει να τοποθετούνται με την μασητική επιφάνεια να προσανατολίζεται προς την τράπεζα εκτύπωσης. Τα στηρίγματα πρέπει να μην τοποθετούνται στα όρια των προσθέσεων. Όσο αφορά τους σκελετούς Μερικών Οδοντοστοιχιών ,θα πρέπει να τοποθετούνται έτσι ώστε η επιφάνεια που έρχεται σε επαφή με την βλεννογόνο να παραμένει ανέπαφη από στηρίγματα. (George et al. 2017)

#### Παράμετροι διαδικασίας SLM/SLS

Το SLM καθώς και το SLS είναι μια σύνθετη θερμοφυσική διαδικασία και ο προσδιορισμός των παραμέτρων είναι πολύ σημαντικός για την επίτευξη υψηλής ακρίβειας (Edgar et al. 2018). Ο παρακάτω πίνακας χωρίζει τις πολλές παραμέτρους διεργασίας σε τέσσερις ομάδες: παραμέτρους υλικού, λέιζερ, σάρωσης και περιβάλλοντος. Η βέλτιστη ρύθμιση παραμέτρων

μπορεί να βρεθεί με έναν συνδυασμό εμπειρίας και αριθμητικών προσομοιώσεων από τον χειριστή (Εικόνα B27).

|                          |                             |  |                                   |
|--------------------------|-----------------------------|--|-----------------------------------|
| Υλικό                    | Λείζερ                      | Σάρωση                                   | Περιβάλλον                        |
| σύνθεση                  | Τρόπος λειτουργίας          | Ταχύτητα σάρωσης                         | προθέρμανση                       |
| Πυκνότητα σκόνης         | Μήκος κύματος               | Επιφάνεια έδρασης                        | Ατμοσφαιρική πίεση                |
| μορφολογία               | ισχύς                       | Πάχος κάθε διαστρωμάτωσης                | Τύπος αερίου αν χρησιμοποιείται . |
| Διάμετρος των κόκκων     | Συχνότητα λέιζερ            | Στρατηγική σάρωσης                       | Επίπεδα οξυγόνου                  |
| Κατανομή υλικού          | Πλάτος παλμού               | Μέρη σάρωσης                             |                                   |
| Θερμικές ιδιότητες       | αποκλίσεις                  | Απόσταση παλμού                          |                                   |
| Ρευστότητα και ιδιότητες | Μέγεθος σημείου που χτυπάει | Παράγοντες που σχετίζονται με το μέγεθος |                                   |

Εικόνα B27: Ρύθμιση παραμέτρων (Edgar et al. 2018).

Λόγω της συστολής του τετηγμένου υλικού που στερεοποιείται και ψύχεται και λόγω των υψηλών θερμοκρασιών κατά τη διάρκεια των διεργασιών SLM, μπορεί να εμφανιστούν παραμορφώσεις όπως στρεβλώσεις της πρόσθεσης ή η αποκόλληση από την βάση εκτύπωσης. Μια βέλτιστη στρατηγική σάρωσης και η κατάλληλη ενεργειακή πυκνότητα μπορούν να αποφύγουν αυτές τις επιβλαβείς επιπτώσεις. Η ενεργειακή πυκνότητα είναι μια απόλυτη παράμετρος διαδικασίας για μια συγκεκριμένη σκόνη υλικού. Αυτή η παράμετρος αντιπροσωπεύει την ενέργεια που παρέχεται από τη δέσμη λέιζερ σε μια ογκομετρική μονάδα της μεταλλικής σκόνης και συνδυάζει ορισμένες σημαντικές παραμέτρους λέιζερ και σάρωσης:

Ενέργεια πυκνότητας =  $\text{Ισχύς λέιζερ} \div (\text{ταχύτητα σάρωσης} \times \text{επιφάνεια έδρασης} \times \text{πάχος διαστρωμάτωσης})$

Μερικές δοκιμές μπορούν να βοηθήσουν στην επίτευξη βέλτιστων παραμέτρων. Για παράδειγμα, οι τιμές μετατόπισης/απόκλισης και παράγοντες που σχετίζονται με το μέγεθος,

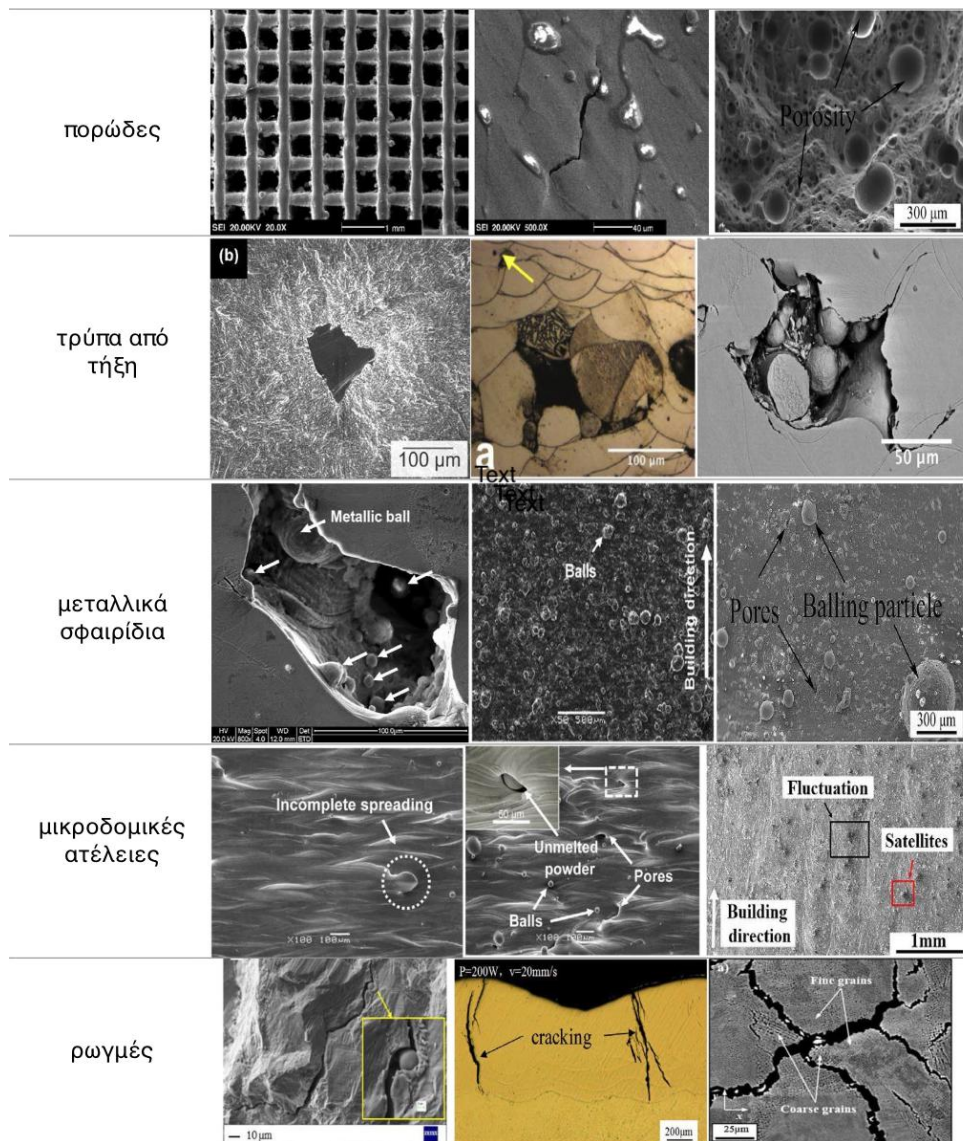
χρησιμοποιούνται για την αντιστάθμιση των αλλαγών διαστάσεων λόγω του μεγέθους της περιοχής που χτυπάει η δέσμη λέιζερ (Edgar et al. 2018).

Πριν ξεκινήσει η παραγωγή της προσθετικής εργασίας, πρέπει να ληφθούν ορισμένες αποφάσεις σχετικά με τη γεωμετρία της θέσης του στην βάση εκτύπωσης της μηχανής SLM. Πρώτον, η πρόσθεση πρέπει να είναι τοποθετημένη με τέτοιο προσανατολισμό ώστε η μασητική επιφάνεια να βλέπει το τραπεζίδιο για τους λόγους που αναφέρθηκαν παραπάνω και δεύτερον, να έχει κλίση για να μειωθούν οι συνεχείς εγκοπές που δημιουργούνται (stair effect) και ο αριθμός των ενδεχόμενων δομών στήριξης.

Οι άνω επιφάνειες της πρόσθεσης από SLM που προσπύπτει η δέσμη φωτός από το λέιζερ έχουν σχετικά χαμηλή τραχύτητα και υψηλή ακρίβεια. Οι κάτω ή οι προεξέχουσες επιφάνειες δεν έχουν τελειοποιηθεί καλά, καθώς η δέσμη λέιζερ διεισδύει βαθιά στο στρώμα μεταλλικής πούδρας. Τα επίπεδα-μέρη του σκελετού που κάνουν την σύνδεση με τα εμφυτεύματα πρέπει να είναι πολύ ακριβή. Επομένως, ο σκελετός είναι τοποθετημένος ανάποδα για να δίνει την δυνατότητα για ακριβή τελειοποίηση των επιπέδων αυτών.

Επιφανειακές ατέλειες προσθέσεων της διαδικασίας SLM .

Παρόλο που η μέθοδος προσθετικής κατασκευής (SLM) λειτουργεί χωρίς να απαιτεί εργαλεία όπως φρέζες, παρουσιάζει και αυτή προβλήματα κατά τη διάρκεια της παραγωγής. Ως αποτέλεσμα των ρυθμίσεων των παραμέτρων της διαδικασίας, εμφανίζονται διάφορες επιφανειακές ατέλειες, οι οποίες μπορεί να επηρεάσουν την εφαρμογή και τις μηχανικές ιδιότητες του εξαρτήματος κατά τη διάρκεια της ζωής του. Οι παράμετροι που λαμβάνονται υπόψη για ρύθμιση στην SLM είναι κυρίως η ισχύς του λέιζερ, η ταχύτητα σάρωσης, η απόσταση των παραγόμενων γραμμώσεων μεταξύ τους, το πάχος στρώματος και το μοτίβο σάρωσης. Όλες αυτές οι παράμετροι, είτε συλλογικά είτε ξεχωριστά, επηρεάζουν σημαντικά την ποιότητα της επιφάνειας και τις ατέλειες, όπως το πορώδες, ατελή μορφολογία από την τήξη, δημιουργία μεταλλικών σφαιριδίων, μικροδομικές ατέλειες, μορφολογικές ανωμαλίες λόγω υπολειπόμενων τάσεων, μικρορωγμές και αποκολλήσεις. Οι τύποι των επιφανειακών ατελειών παρουσιάζονται παρακάτω (Εικόνα B28) (Mustafa et al. 2023).



Εικόνα B28: Επιφανειακές ατέλειες μετάλλων από SLM(Mustafa et al. 2023)

Οι σχηματισμοί πορώδους υπάρχουν ως κενά μικρού μεγέθους και σφαιρικού σχήματος που συνήθως δημιουργούνται ως αποτέλεσμα συσσωρευμένων αερίων κατά την παρασκευή και παραμένουν στη περιοχή λιωμένου μετάλλου καθώς αυτό στερεοποιείται χωρίς να εξατμίζονται λόγω των υψηλών ρυθμών ψύξης. Οι οπές από τήξη σχηματίζονται ως αποτέλεσμα ατελούς τήξης περιμετρικά σε εκείνη την περιοχή του μετάλλου (Aboukhaier et al. 2014). Οι ρωγμές σχηματίζονται ως αποτέλεσμα της τοπικής συσσώρευσης ενέργειας και λόγω των υψηλών ρυθμών ψύξης και των υψηλών θερμοκρασιών κατά τη διάρκεια της διαδικασίας που οδηγούν σε θερμικές τάσεις οι οποίες στην συνέχεια ελευθερώνονται(Zhou X et al. 2015).

Οι περισσότερες από τις επιφανειακές ανωμαλίες, όπως μικροκοιλότητες και μικροατέλειες στην τελική στρώση είναι υπολείμματα σύντηξης σκόνης από το λέιζερ οι οποίες με ειδική αμμοβολή και κατεργασία απομακρύνονται (Zhang et al. 2013, Sun et al. 2020).

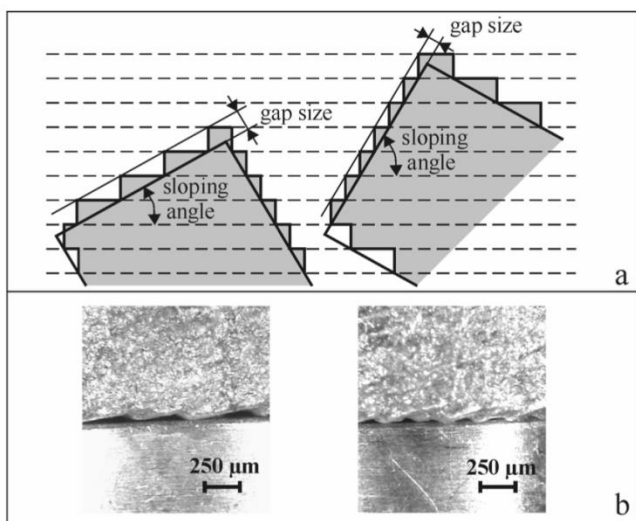
Προκειμένου να εξασφαλίζονται οι επιθυμητές ιδιότητες επιφάνειας για τις προσθέσεις από SLM, θα πρέπει να ρυθμίζονται οι προκαθορισμένες λειτουργικές παράμετροι για συνεπή δομή σε μικρο- και μακρο-κλίμακα. Δεδομένου ότι το υλικό συντίθεται σημείο προς σημείο, γραμμή προς γραμμή και στρώμα προς στρώμα, είναι λογικό να αναμένονται επιφανειακές ατέλειες ως αποτέλεσμα των φάσεων δόμησης κατά τη διαδικασία κατασκευής, λόγω των παραμέτρων SLM. Η σχετική πυκνότητα ενός προϊόντος SLM είναι ένα από τα ενδεικτικά μέτρα. Το υπολειπόμενο αέριο μεταξύ των σωματιδίων κατά τη διαδικασία κατασκευής επηρεάζει την ποιότητα της πρόσθεσης και οδηγεί σε κενά κατά τη φάση στερεοποίησης. Ο πόρος είναι ένα από τα παραδείγματα κενών που είναι ανεπιθύμητος δομικός σχηματισμός στην επιφάνεια, ο οποίος μπορεί να ανιχνευθεί με μικροσκοπικές εικόνες. Η ομοιόμορφη κατανομή της σκόνης σε όλα τα στρώματα επηρεάζει σε μεγάλο βαθμό τη σκληρότητα και την επιφανειακή τραχύτητα του υλικού.

Λόγω της παραγωγής SLM κατά στρώματα εμφανίζεται το φαινόμενο της «σκάλας» (*stair effect*) (Kruth et al. 2007) στα κεκλιμένα επίπεδα του μεταλλικού σκελετού. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα να προκύπτουν κενά μεταξύ του σκελετού και των εμφυτευμάτων, οδηγώντας σε τοπικές ανακρίβειες όπως αναφέρθηκαν παραπάνω. Δεδομένου ότι οι γωνίες κλίσης των διαφόρων επιπέδων του σκελετού διαφέρουν, μόνο ένα επίπεδο μπορεί να τοποθετηθεί οριζόντια και έτσι το φαινόμενο της σκάλας δεν μπορεί να αποφευχθεί εντελώς. Ωστόσο, το μέγεθος των του κενού από σκαλοπάτι σε σκαλοπάτι μπορεί να μειωθεί μειώνοντας το πάχος που χρειάζεται ανά στρώμα εκτύπωσης ή αυξάνοντας τη γωνία κλίσης του σκελετού .

Το πάχος του στρώματος είναι δύσκολο να αλλάξει επειδή η τιμή του εξαρτάται από το μέγεθος των κόκκων της μεταλλικής σκόνης. Μια πιθανή λύση για τη μείωση του πάχους του στρώματος είναι μια συνδυασμένη διαδικασία: πρώτον, το στρώμα σκόνης απλώνεται με το συνηθισμένο πάχος του στρώματος και δεύτερον, αυτό το στρώμα αφαιρείται εν μέρει με την τεχνική αφαίρεσης με λέιζερ (Laser erosion : αφαίρεση λεπτής επιφάνειας υλικού μέσω λέιζερ)



Θεωρητικά, το μέγεθος του κενού λόγω του φαινομένου της σκάλας μειώνεται αναλογικά με το συνημίτονο της γωνίας κλίσης. Όταν το επίπεδο εφαρμογής είναι πιο απότομο, εμφανίζονται περισσότερες σκάλες αλλά τα κενά είναι μικρότερα. Μία βέλτιστη γωνία κλίσης, ανάλογα με τη διαδικασία και το υλικό, ελαχιστοποιεί το μέγεθος του διακένου. (Kruth et al. 2007)

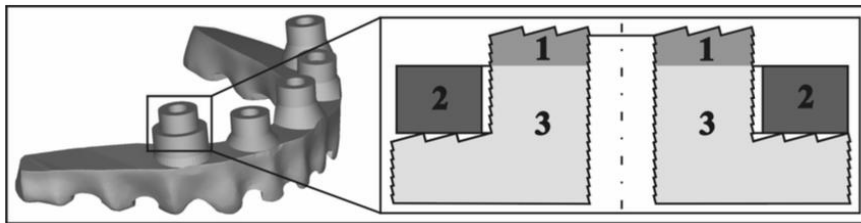


Εικόνα B29: Φαινόμενο της σκάλας (stair effect)(Kruth et al. 2007)

Στην Εικόνα B29 παρουσιάζεται το φαινόμενο της «σκάλας». Μικρή γωνία με την βάση εκτύπωσης έχει σαν αποτέλεσμα το φαινόμενο της σκάλας να είναι πιο έντονο με μεγαλύτερα κενά (Αριστερά στην a). Μεγάλη γωνία του σκελετού με το επίπεδο της βάσης εκτύπωσης έχει σαν αποτέλεσμα το φαινόμενο της σκάλας να είναι μικρότερο με μικρότερα κενά (δεξιά στην a). Στο b απεικονίζεται η διεπιφάνεια επαφής μεταξύ σκελετού προσθετικής αποκατάστασης και εμφυτεύματος. Γωνία 7 μοιρών τοποθέτησης του σκελετού στην επιφάνεια εκτύπωσης έχει σαν αποτέλεσμα την δημιουργία μεγάλων κενών στην διεπιφάνεια (αριστερά στο b). Γωνία 15 μοιρών του μεταλλικού σκελετού πάνω στην βάση εκτύπωσης έχει σαν αποτέλεσμα την δημιουργία μικρών πολλών κενών στην διεπιφάνεια (Δεξιά στο b).

Το φαινόμενο της σκάλας επηρεάζει πολύ την επιφάνεια του σκελετού που έρχεται σε επαφή με ένα εμφύτευμα. Επειδή οι κλίσεις των διαφορετικών εμφυτευμάτων που έχουν τοποθετηθεί στο στόμα δεν ποικίλλουν περισσότερο από 10 μοίρες για έναν μέσο ασθενή, όλα

τα τμήματα του σκελετού που έρχονται σε επαφή με το εμφύτευμα μπορούν να τοποθετηθούν έχοντας την βέλτιστη τους γωνία δηλαδή δίνοντας μια κλίση στον σκελετό στην βάση εκτύπωσης. Με αυτόν τον τρόπο μειώνεται το φαινόμενο της σκάλας. Οι εργασίες που προορίζονται για εκτύπωση SLM χρειάζονται δομές στήριξης. Κατά τον υπολογισμό της γωνίας κλίσης του σκελετού για την ελαχιστοποίηση του μεγέθους του διακένου όλων των τμημάτων του σκελετού που εφαρμόζουν με τα εμφυτεύματα, πρέπει να λαμβάνεται υπόψη η ανάγκη για δομές στήριξης. Όταν η κλίση ενός εμφυτεύματος διαφέρει πολύ από τα υπόλοιπα της εργασίας(πχ επιεμφυτευματικός σκελετός με 4 στηρίγματα επι εμφυτευμάτων), δεν επιτυγχάνεται να μειωθεί το μέγεθος του χάσματος μεταξύ του σκελετού και αυτού του εμφυτεύματος. Επομένως, κάποιο επιπλέον υλικό πρέπει να σχεδιαστεί στο επίπεδο εφαρμογής του σκελετού και κατά τη διάρκεια μιας απλής μετέπειτα επεξεργασίας, αυτό το επιπλέον υλικό να αφαιρεθεί με ένα εργαλείο. Ένα αντικείμενο σαν σημείο αναφοράς καθορίζει την περιοχή των ορίων αυτής της διαδικασίας αφαίρεσης έτσι ώστε το τελικό επίπεδο εφαρμογής να βρίσκεται στη σωστή θέση και χωρίς το φαινόμενο stair effect. (Kruth et al. 2007)



Εικόνα B30: Σημείο αναφοράς(2) για να σταματήσει ο οδοντικός τεχνολόγος τον εκτροχισμό. (Kruth et al. 2007)

Στην Εικόνα B30 φαίνεται η ανάλυση του αυχενικού τμήματος που έρχεται σε επαφή με το εμφύτευμα ενός διατοξικού σκελετού μετά απο την διαδικασία SLM. Στο σημείο 1 είναι η περίσσεια που πρέπει να αφαιρεθεί. Το σημείο 2 είναι ένας δακτύλιος περιμετρικά από το εμφύτευμα το οποίο αποτελεί το σημείο αναφοράς για τον τεχνολόγο ώστε να γνωρίζει που θα πρέπει να σταματήσει την αφαίρεση του 1.

Επίδραση της ισχύος του λέιζερ:

Η ισχύς του λέιζερ επηρεάζει άμεσα την ενέργεια εισόδου και ως εκ τούτου είναι υπεύθυνη για τα φαινόμενα τήξης και συμπύκνωσης. Η ισχύς του λέιζερ έχει μεγάλο αντίκτυπο στον προσδιορισμό του μεγέθους της *λίμνης τήξης* που δημιουργείται όσον αφορά το πλάτος και το βάθος. Η *λίμνη τήξης* είναι σημεία συσσωρευμένου τοπικά τηγμένου κράματος. Αυτό οφείλεται στην επίδραση της υψηλής ποσότητας ενέργειας του λέιζερ που επίδρασε πάνω στο κράμα σε μία περιοχή του μεταλλικού σκελετού. Οι διαστάσεις της *λίμνης τήξης*, με τη σειρά τους, ελέγχουν τη μικροδομή του υλικού, το πορώδες και την πυκνότητα. Επίσης, η ασυνέχεια του υλικού εμφανίζεται με επιφανειακές ατέλειες και δημιουργείται από ατελή τήξη ή πρώιμη συμπύκνωση του υλικού (Darvish K et al. 2018).

Η χαμηλότερη ισχύ λέιζερ αποδίδει μικρότερης ποιότητας πρόσθεση. Η ισχύς του λέιζερ έχει υψηλή και κυμαινόμενη επίδραση στην επιφανειακή τραχύτητα. Η υψηλή ισχύς του λέιζερ περιλαμβάνει μια σταθερή *λίμνη τήγματος*, η οποία έχει ως αποτέλεσμα τη βελτίωση της ποιότητας της επιφάνειας. Επίσης, η υψηλή ισχύς του λέιζερ αυξάνει τη μικροσκληρότητα, η οποία σχετίζεται με το χαμηλότερο πορώδες και την ενισχυτική του επίδραση στην αντοχή. Όταν η ισχύς του λέιζερ είναι χαμηλή, η ανεπαρκής σύντηξη των μορίων της μεταλλικής σκόνης, οδηγεί σε ακανόνιστη επιφανειακή υφή με αυξανόμενη επιφανειακή τραχύτητα. Η αύξηση της ισχύος του λέιζερ σχετίζεται άμεσα με την αυξημένη μεταφορά ενέργειας στην κλίση της σκόνης, διευκολύνοντας τον μηχανισμό σύντηξης και τη συμπύκνωση. Ωστόσο, η υπερβολική ισχύς μπορεί να προκαλέσει ρωγμές και αποκόλληση (Carluccio et al. 2019).

Η χαμηλή ισχύς του λέιζερ μπορεί να οδηγήσει σε έλλειψη ενεργειακής πυκνότητας, ενώ με υψηλότερη ισχύ λέιζερ μπορεί να μειωθεί η επιφανειακή τραχύτητα. Τα βέλτιστα αποτελέσματα μπορούν να επιτευχθούν σε βέλτιστο επίπεδο ισχύος λέιζερ. Η υψηλή ισχύς παράγει μια πιο λεία επιφάνεια. Έτσι και ανάλογα και με τις άλλες παραμέτρους που επηρεάζουν, το εύρος της εφαρμοζόμενης ισχύος μπορεί να επηρεάσει είτε ευνοϊκά είτε αρνητικά τη μορφολογία της επιφάνειας της πρόσθεσης. Είναι απαραίτητο να προσδιοριστεί η βέλτιστη τιμή ισχύος λέιζερ ειδικά για τη λειτουργία και το υλικό, για την επίτευξη βελτιωμένης πυκνότητας, επιφανειακής τραχύτητας, σκληρότητας και ελάχιστων ατελειών. Η ισχύς του λέιζερ καθορίζει την ποσότητα της εστιασμένης ενέργειας σε μια περιοχή και επηρεάζει περαιτέρω γεγονότα όπως η τήξη, η συγκόλληση και η στερεοποίηση. Προτείνεται

γενικά υψηλότερη ισχύς λέιζερ για καλύτερη μορφολογία και ποιότητα επιφάνειας (Mustafa et al. 2023).

Προετοιμασία της μονάδας SLM για εκτύπωση :

Η ροή εργασίας διαφέρει από εκτυπωτή σε εκτυπωτή. Τα περισσότερα συστήματα απαιτούν ειδική εκπαίδευση του προσωπικού ώστε να μπορούν να του κάνουν συντήρηση καθαρισμό και αντιμετώπιση σφαλμάτων. Αρκετοί καινούργιοι εκτυπωτές διαθέτουν μέρη τα οποία αφαιρούνται εύκολα και έτσι καθαρίζονται πιο εύκολα και μπορούν να επισκευαστούν γρηγορότερα. Πριν την κάθε εκτύπωση ελέγχεται η μονάδα, τοποθετείται μεταλλική σκόνη στην ειδική υποδοχή, γίνονται τα κατάλληλα τσεκ και έπειτα δίνεται η εντολή για εκτύπωση .

Μόλις ολοκληρωθούν όλοι οι έλεγχοι προ εκτύπωσης, το μηχάνημα είναι έτοιμο για εκτύπωση. Οι τρισδιάστατες εκτυπώσεις SLM μπορούν να διαρκέσουν από μερικές ώρες έως πολλές ημέρες ανάλογα με το μέγεθος και την πολυπλοκότητα των προσθέσεων, καθώς και την πυκνότητα τους.

Μόλις ολοκληρωθεί η εκτύπωση, η βάση εκτύπωσης πρέπει να ψυχθεί ελαφρώς. Μετά από αυτό, η βάση εκτύπωσης μπορεί να αφαιρεθεί και να εισαχθεί μία νέα για να εκτελεστεί μια άλλη εκτύπωση(η βάση εκτύπωσης σε αρκετά SLM είναι κινητή). Η βάση πρέπει να ψυχθεί πριν από τη μετέπειτα επεξεργασία για να διασφαλιστούν οι βέλτιστες μηχανικές ιδιότητες και να αποφευχθεί η παραμόρφωση σε εκτυπωμένα μέρη. Αυτό μπορεί να διαρκέσει έως και το μισό του χρόνου εκτύπωσης.(Guide to Selective Laser Sintering,2024)

Ανάκτηση πρόσθεσης και μετέπειτα επεξεργασία

Η μετέπειτα-επεξεργασία των προσθέσεων SLM απαιτεί ελάχιστο χρόνο και εργασία σε σύγκριση με άλλες διαδικασίες τρισδιάστατης εκτύπωσης. Αποδίδει σταθερά αποτελέσματα για μεγάλο αριθμό προσθετικών εργασιών χάρη στην έλλειψη δομών στήριξης. Σε αντίθεση στην διαδικασία SLM πρέπει να αφαιρεθούν και οι δομές στήριξης οπότε απαιτείται μεγαλύτερος χρόνος και εργαλεία επεξεργασίας.

Αφού ολοκληρωθεί μια εργασία εκτύπωσης, αφαιρούνται τα εκτυπωμένα μέρη από την βάση εκτύπωσης, διαχωρίζονται και γίνεται καθαρισμός από την περίσσεια μεταλλικής σκόνης (Εικόνα Β31). Αυτή η διαδικασία συνήθως ολοκληρώνεται χειροκίνητα με χρήση πεπιεσμένου αέρα ή απορρόφησης. Οποιαδήποτε περίσσεια μεταλλικής σκόνης που απομένει μετά την εκτύπωση φιλτράρεται για να αφαιρεθούν τα μεγαλύτερα σωματίδια και οι μολύνσεις και μπορεί να ξαναχρησιμοποιηθεί. Η σκόνη αυτή αλλιώνεται ελαφρά με την έκθεσή της σε υψηλές θερμοκρασίες, επομένως θα πρέπει να ανανεώνεται με νέο υλικό για τις επόμενες εργασίες εκτύπωσης. Αυτή η ικανότητα επαναχρησιμοποίησης του υλικού για επόμενες εργασίες καθιστά το SLM/SLS μία από τις λιγότερο δαπανηρές μεθόδους κατασκευής. Αυτό είναι ιδιαίτερα σημαντικό καθώς το περισσότερο υλικό της σκόνης χρησιμοποιείται ξανά.



Εικόνα Β31: Αφαίρεση του εκτυπωμένου αντικείμενου από την βάση εκτύπωσης και ο καθαρισμός του (Γεωργούλης 2024)

Θερμική κατεργασία :

Όπως είδη αναφέρθηκε μπορούν να υπάρξουν επιφανειακές μορφολογικές και μικροδομικές αλλοιώσεις. Επιπρόσθετα λόγω των θερμοκρασιών της τεχνολογίας πρέπει να λαμβάνονται υπόψη οι πιθανές στρεβλώσεις των προσθέσεων από απελευθέρωση τάσεων. Στην SLM, μια υψηλή θερμοκρασία και ο προσανατολισμός της κατασκευής πάνω στην βάση εκτύπωσης έχουν μεγάλη επίδραση στην μικροδομή, την επιφάνεια, την τραχύτητα και την ύπαρξη τάσεων. Ως αποτέλεσμα, η εκτυπωμένη εργασία έχει ανισότροπες ιδιότητες που εξαρτώνται

από τον τρόπο εκτύπωσης. Λόγω της πολύπλοκης δομής της οδοντικής πρόσθεσης και των διαφόρων πιέσεων κατά τη μάσηση, η ανισοτροπία και οι τάσεις που έχουν συσσωρευτεί στην εκτυπωμένη πρόσθεση πρέπει να εξαλειφθούν. Η θερμική κατεργασία θεωρείται απαραίτητη για τη διασφάλιση της αξιόπιστης χρήσης των κατασκευασμένων εξαρτημάτων σε πρακτικές εφαρμογές όπως η Οδοντιατρική. Οι κύριες φάσεις των κραμάτων Co–Cr–Mo είναι η γ-φάση, η εδροκεντρωμένη κυβική (fcc) και ε-φάση, η εξαγωνική δομή (hcp). Η γ-φάση είναι σταθερή σε υψηλή θερμοκρασία και η φάση ε σε χαμηλή θερμοκρασία. Η εξαγωνική δομή δημιουργείται όταν το κράμα αφεθεί να ψυχθεί από υψηλή θερμοκρασία σε θερμοκρασία δωματίου. Το διάγραμμα φάσης για τα κράματα Co–Cr δείχνει ότι από  $\gamma \rightarrow \epsilon$  ο μετασχηματισμός γίνεται γύρω στους 900 °C. Η θερμική επεξεργασία έως τους 1050 °C (ακόμη και για έξι ώρες) είναι ανεπαρκής για να εξαλειφθούν η ανισοτροπία και οι συσσωρευμένες τάσεις. Καθώς οι θερμοκρασίες θερμικής επεξεργασίας αυξάνονται από 750 °C σε 1050 °C, η ομογενοποίηση του υλικού αυξάνεται επίσης. Θέρμανση στους 1150 °C για μία ώρα προκαλεί την ολική ομογενοποίηση της μικροδομής της πρόσθεσης. Η βελτιστοποίηση των συνθηκών θερμικής κατεργασίας για τη βελτίωση των μηχανικών ιδιοτήτων (ιδιαίτερα των ιδιοτήτων κόπωσης) παραμένει μια σημαντική πρόκληση στο SLM (Bartłomiej et al. 2020).

Πλεονεκτήματα της διαδικασίας SLM :

1. Πιο αποτελεσματική μέθοδος σε αντίθεση με την χύτευση
2. Ταχύτερος τρόπος παραγωγής σε αντίθεση με την χύτευση
3. Λιγότερη κατανάλωση υλικών σε σχέση με την αφαιρετική τεχνική
4. Σε μία βάση εκτύπωσης χωράνε περισσότερες προσθέσεις σε αντίθεση με μία πλάκα κοπής για CNC μηχανές
5. Δεν υπάρχει φθορά φρεζών όπως συμβαίνει στην αφαιρετική μέθοδο
6. Σε βάθος χρόνου η μονάδα SLM έχει λιγότερα έξοδα συντήρησης σε σχέση με ένα κοπτικό μηχάνημα CNC
7. Παρουσιάζει λιγότερα σφάλματα σε σχέση με τις μονάδες CNC

Μειονεκτήματα της διαδικασίας SLM:

1. Μεγάλο κόστος μηχανήματος

2. Μεγάλη καμπύλη εκμάθησης τόσο του προγράμματος CAM όσο και της ίδιας λειτουργίας της συσκευής
3. Απαιτείται ειδική εκπαίδευση
4. Σε αντίθεση με την αφαιρετική τεχνική ,δίνει μεταλλικούς σκελετούς με λιγότερη ακρίβεια
5. Παρουσιάζεται το φαινόμενο της σκάλας (stair effect)
6. Πολύπλοκη τοποθέτησή των εργασιών στην πλάκα
7. Χρειάζεται αρκετή μετέπειτα επεξεργασία το εκτυπωμένο μέρος
8. Απαιτείται και μία θερμική κατεργασία στο τέλος της διαδικασίας για να πάρει την τελική αντοχή του και τις φυσικοχημικές του ιδιότητες ο μεταλλικός σκελετός.

## **ΣΥΖΗΤΗΣΗ**

Από τις νέες τεχνολογίες επεξεργασίας κραμάτων στην οδοντιατρική οι βασικές τεχνολογίες που έχουν τελικά επικρατήσει σήμερα, είναι από τις αφαιρετικές μεθόδους (subtractive) η

τεχνική της ψυχρής κοπής (Milling Technique) και από τις προσθετικές μεθόδους (additive) η επιλεκτική τήξη με λέιζερ (Selective Laser Melting). Οι τεχνολογίες αυτές έχουν καθιερωθεί στην καθημερινή κλινική και εργαστηριακή πρακτική της Οδοντικής Τεχνολογίας ενώ τα κράματα επιλογής είναι τα κράματα Κοβαλτίου – Χρωμίου (Co-Cr) τα οποία αποτελούν την κύρια κατηγορία κραμάτων για χρήση με την ψηφιακή Οδοντική Τεχνολογία. Υπάρχουν όμως μια σειρά από χαρακτηριστικά των κατασκευών που προκύπτουν με την χρήση αυτών των τεχνικών που απαιτούν διερεύνηση και διατύπωση επιστημονικά αποδεδειγμένων πρωτοκόλλων.

Ένα κρίσιμο χαρακτηριστικό μίας προσθετικής αποκατάστασης είναι η οριακή εφαρμογή της στα παρασκευασμένα δόντια. Η ύπαρξη μικροβιακής μικροδιείσδυσης οδηγεί στην διάλυση της κονίας συγκόλλησης, συσσώρευση μικροβιακής πλάκας, δευτερογενή τερηδόνα και περιοδοντική φλεγμονή. Οι κονιές ρητινών που συνήθως χρησιμοποιούνται είναι ευαίσθητες στην παρουσία υγρασίας. Η πιθανή ύπαρξη κενών στο κρίσιμο, κλινικά, αυχενικό όριο της κατασκευής μπορεί να οδηγήσει σε μεγαλύτερη απορρόφηση νερού. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα να υδρολύεται η κονία και να αποδομείται. Έτσι μειώνεται η μηχανική συγκράτηση της μεταλλοκεραμικής αποκατάστασης ενώ αυξάνεται ο κίνδυνος τερηδονισμού του δοντιού. Η επίτευξη των μικρότερων δυνατών κενών είναι πολύ σημαντική, με ένα οριακό κενό της τάξης των 25-120 μm να είναι κλινικά αποδεκτό για οδοντιατρικές αποκαταστάσεις. Οι παράγοντες που επηρεάζουν την ακρίβεια εφαρμογής της προσθετικής αποκατάστασης είναι το είδος του κράματος, η τεχνική κατασκευής, η σωστή αποτύπωση, η κατάλληλη προετοιμασία των δοντιών από τον κλινικό, η κατάλληλη κονία, η σωστή επικοινωνία μεταξύ κλινικού και εργαστηρίου και φυσικά η ορθή εφαρμογή των εργαστηριακών πρωτοκόλλων (Djuronic et al. 2022).

Όσον αφορά την ακρίβεια εφαρμογής των κραμάτων με την κλασική τεχνική της χύτευσης τα κράματα χρυσού εμφανίζουν την καλύτερη ενώ και οι άλλες κατηγορίες κραμάτων (Ni-Cr, Co-Cr, Pd-Ga, κλπ) εμφανίζουν κλινικά αποδεκτά οριακά μεγέθη. Τα προβλήματα ακρίβειας έχουν αυξηθεί με τη χρήση μη ευγενών κραμάτων (Nadine et al. 2020). Αυτά γίνονται πιο δημοφιλή τα τελευταία χρόνια λόγω του χαμηλού κόστους, της αποδεκτής κλινικά βιοσυμβατότητας και της δυνατότητας παραγωγής τους τόσο με συμβατικές τεχνικές (χύτευση) όσο και με τις



νεότερες ψηφιακές τεχνολογίες (SLM, milling). Η παραδοσιακή μέθοδος κατασκευής με την τεχνική της χύτευσης για αποκαταστάσεις από μέταλλο περιλαμβάνει πολλά στάδια, χρονοβόρα και πολλά σημεία που μπορούν να γίνουν σφάλματα που επηρεάζουν την ακρίβεια των οδοντιατρικών προσθέσεων (Tjan et al. 1991)

Η ανάπτυξη και η ενσωμάτωση αυτών των σύγχρονων μεθόδων κοπής και πυροσυσσωμάτωσης βρίσκεται στην πρώτη γραμμή των εξελίξεων στην οδοντική προσθετική και αποκατάσταση. Κάθε τεχνική χρειάζεται μελέτη σε βάθος για να μπορεί να χρησιμοποιηθεί σωστά και αποτελεσματικά. Με την ανάπτυξη της τεχνολογίας σχεδιασμού και κατασκευής με τη βοήθεια υπολογιστή (CAD/CAM), είναι δυνατή η αυτοματοποίηση διαφόρων βημάτων στη διαδικασία κατασκευής, η οποία μπορεί να εξαλείψει πολλές από τις πηγές σφαλμάτων της συμβατικής χύτευσης ενώ ο χρόνος είναι σημαντικά μικρότερος. Ωστόσο, τα ακριβά εργαλεία κοπής, η φθορά του μηχανήματος και οι σχετικά πολύπλοκες διαδικασίες αποτελούν και αυτές σχετικά μειονεκτήματα των ψηφιοποιημένων μεθόδων. Ταυτόχρονα κατά την αξιολόγηση της των νέων μεθόδων όπως η μαλακή και η σκληρή κοπή όπως η επιλεκτική τήξη με λέιζερ (SLM) έχουν εμφανιστεί νέα ζητήματα προς διερεύνηση.

Ένα νέο ψηφιοποιημένο σύστημα (Ceramill Sintron, Amann Girrbach AG) χρησιμοποιείται για να ξεπεράσει αυτά τα μειονεκτήματα. Με αυτό το σύστημα, είναι δυνατή η παραγωγή οδοντικών προσθετικών υλικών με ψυχρή κοπή χωρίς νερό με την μέθοδο της μαλακής κοπής από πυροσυσσωματωμένο μέταλλο Co-Cr. Οι αποκαταστάσεις από μέταλλο αναπτύσσουν τις τελικές τους ιδιότητες κατά τη διάρκεια της επακόλουθης διαδικασίας πυροσυσσωμάτωσης υπό ατμόσφαιρα αερίου (Mai et al. 2018). Η διαδικασία πυροσυσσωμάτωσης γίνεται με την παρουσία αργού στους 1300°C περίπου, κατά τη διάρκεια της οποίας το υλικό αποκτά σταθερότητα και εξαχνώνεται το συνδετικό υλικό (συνήθως κερί) χωρίς να υπάρξουν υπολείμματα. Στην περίπτωση του συστήματος αυτού, η συρρίκνωση όγκου είναι περίπου 11% χαμηλότερη από εκείνη των άλλων υλικών (Mai et al. 2018). Λίγες μελέτες έχουν διερευνήσει αυτή τη νέα ψηφιακή τεχνολογία. Οι Mai και συν (2018) αξιολόγησαν την οριακή εφαρμογή σκελετών πλήρους τόξου από διαφορετικά κράματα Co-Cr για χρήση στην μαλακή κοπή μετά τη συρρίκνωσή τους κατά την πυροσυσσωμάτωση. Ανέφεραν ότι οι γεωμετρικές αποκλίσεις κατά τη διαδικασία πυροσυσσωμάτωσης επηρεάστηκαν σημαντικά από τα

χρησιμοποιούμενα πυροσυσσωματωμένα κράματα Co-Cr. Δηλαδή η οριακή εφαρμογή δεν ήταν ακριβής(Mai et al. 2018). Οι Vojdani et al (2016) συνέκριναν την ακρίβεια εφαρμογής δυο διαφορετικών συστημάτων CAD/CAM (σκληρή κοπή μετάλλου και μαλακή κοπή μετάλλου)και κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι οι αποκαταστάσεις από Ceramill Sintron(μαλακή κοπή) είχαν χειρότερη οριακή εφαρμογή από εκείνες που παρήχθησαν από ένα συμβατικό σύστημα CAD/CAM με την μέθοδο της σκληρής κοπής. Οι Kane et al (2015) ανέλυσαν την αυχενική και εσωτερική εφαρμογή ψυχρά κατεργασμένων (milling technique) στεφανών Co-Cr που κατασκευάστηκαν με την τεχνική CAD/CAM. Κατασκεύασαν οδοντικά κολοβώματα από ρητίνη για πρόσθια και οπίσθια δόντια. Σε αυτά κατασκευάστηκαν μεταλλικοί σκελετοί με την αφαιρετική μέθοδο(milling technique). Έγινε σύγκριση μεταξύ τους και βρέθηκε ότι δεν υπήρχε σημαντική απόκλιση στις τιμές για την οριακή εφαρμογή ανάμεσα στις ομάδες δοντιών σε σχέση με την θέση τους στο τόξο. Ανέφεραν κλινικά αποδεκτή αυχενική εφαρμογή της τάξης των 52 έως 113 μm. Οι Katrin et al (2008) αξιολόγησαν μεταλλοκεραμικές στεφάνες που κατασκευάστηκαν με διαδικασία τήξης με λέιζερ και ανέφεραν μέσες οριακές αποκλίσεις από 74μm έως 99 μm. Τα αποτελέσματα αυτά είναι συγκρίσιμα με τη μελέτη των Tamac et al(2014). Ανέφεραν παρόμοιες τιμές οριακής εφαρμογής για συμβατικές χυτές μεταλλοκεραμικές στεφάνες (75,9 μm) και στεφάνες με τήξη με λέιζερ (96,2 μm). Οι Ucar et al (2009) συνέκριναν την εσωτερική εφαρμογή των στεφανών με πυροσυσσωμάτωση με λέιζερ και των χυτών στεφανών Co-Cr, λαμβάνοντας καλύτερη εσωτερική εφαρμογή για τις συμβατικές χυτές στεφάνες από ό,τι για τις στεφάνες με πυροσυσσωμάτωση με λέιζερ. Ωστόσο, όλες οι μελέτες αξιολόγησαν αποδεκτές ακρίβειες εφαρμογής των στεφανών που παράγονται με την τεχνική πυροσυσσωμάτωσης με λέιζερ. Οι διάφορες μελέτες είναι δύσκολο να συγκριθούν μεταξύ τους λόγω της διαφορετικής μεθοδολογίας που χρησιμοποιούν για την παραγωγή των αποτελεσμάτων τους.

Ο Nadine et al (2020) αξιολόγησαν την ακρίβεια τοποθέτησης μεμονωμένων στεφανών που κατασκευάζονται από ένα μαλακό κράμα Co-Cr Ceramill Sintron(Amann Girrbach, Αυστρία) που δεν έχει προ-συσσωματωθεί και έχει παρασκευαστεί με τεχνική σχεδιασμού και κατασκευής με τη βοήθεια υπολογιστή (CAD/CAM), σε σύγκριση με στεφάνες που κατασκευάζονται από σκληρή κοπή και την συμβατική τεχνική χύτευσης. Μελετήθηκαν

τέσσερις διαφορετικές μέθοδοι επεξεργασίας διαφορετικών υλικών για την κατασκευή των στεφανών (κοπή μαλακού κράματος Co-Cr, σκληρού κράματος Co-Cr, κράματος από επιλεκτική τήξη με λέιζερ και κράματος Co-Cr με συμβατική χύτευση. Τα αποτελέσματα δείχνουν ότι η μέση οριακή απόκλιση κυμάνθηκε μεταξύ 20 μm για τα δείγματα από κράμα SLM και 43 μm για τα δείγματα από μαλακό μέταλλο. Το εσωτερικό διάκενο κυμάνθηκε μεταξύ 33 μm για τα δείγματα από σκληρό μέταλλο της και 75 μm για τα δείγματα από το κράμα χύτευσης. Η απόλυτη οριακή απόκλιση και το εσωτερικό διάκενο επηρεάστηκαν σημαντικά από τη μέθοδο κατασκευής που χρησιμοποιήθηκε με καλύτερη οριακή εφαρμογή να παρουσιάζεται στα δείγματα από σκληρό κράμα Co-Cr (σκληρή κοπή).

Για την αξιολόγηση της οριακής εφαρμογής και της ακρίβειας δεν υπάρχει μια γενικά αποδεκτή τιμή. Οι περισσότεροι κλινικοί αποδέχονται οριακά κενά της τάξης των 50μm ή λιγότερο και θεωρούν ως ανώτερο όριο κλινικά αποδεκτό μια οριακή εφαρμογή της τάξης των 100μm. Άλλοι συμφωνούν ότι οι οριακές αποκλίσεις της τάξης των 100μm φαίνεται να είναι κλινικά αποδεκτές όσον αφορά τη μακροζωία των αποκαταστάσεων. Οι McLean et al (2013) κατέληξαν στο συμπέρασμα σε μια κλινική μελέτη 5 ετών με 1000 αποκαταστάσεις ότι τα 120μm ήταν το μέγιστο αποδεκτό οριακό άνοιγμα. **Συμπερασματικά η οριακή εφαρμογή προσθετικών κατασκευών από τεχνολογίες CAD-CAM,SLM και συμβατικής χύτευσης έχει σημαντικές διαφορές μεταξύ των τεχνικών αυτών. Η καλύτερη οριακή εφαρμογή προέκυψε με την σκληρή κοπή (milling).**

Ένα άλλο σημαντικό κλινικό χαρακτηριστικό στην σύγχρονη προσθετολογία είναι η κατασκευή προσθετικών αποκαταστάσεων που στηρίζονται σε εμφυτεύματα με παθητική εφαρμογή. Ο όρος *παθητική εφαρμογή* αναφέρεται στην εφαρμογή της προσθετικής εργασίας στα εμφυτεύματα που επιτυγχάνεται είτε διαμέσου διαβλενογονίων τμημάτων ή στηριγμάτων είτε με την απευθείας εφαρμογή, χωρίς κενό και χωρίς να δημιουργούνται τάσεις, τόσο στην υπερκατασκευή όσο και στα εμφυτεύματα(Γιαννικάκης και συν. 2018). Οι αποκαταστάσεις αυτές μπορούν να συγκρατούνται είτε με κονία (συγκολλούμενες) είτε με κοχλίες (κοχλιούμενες). Οι πολλαπλών μονάδων ακίνητες επιεμφυτευματικές αποκαταστάσεις θα πρέπει κατά προτίμηση να συγκρατούνται με κοχλίες για ευκολότερη συντήρηση, επειδή είναι πιο ευαίσθητες σε επιπλοκές του στοματογναθικού συστήματος. Η έλλειψη παθητικής

εφαρμογής μπορεί να οδηγήσει σε μηχανικές (αποκοχλίωση, κάταγμα των προσθετικών εξαρτημάτων) ή βιολογικές (πόνος, συσώρευση πλάκας, οριακή απώλεια οστού, περιεμφυτευματική βλεννογονίτιδα, περιεμφυτευματίτιδα και απώλεια της οστεοενσωμάτωσης) επιπλοκές (Abu et al. 2021).

Με την συμβατική τεχνική χύτευσης για την κατασκευή κοχλιούμενων αποκαταστάσεων χρησιμοποιούνται χυτοί κύλινδροι που κοχλιώνονται στα ανάλογα εμφυτεύματα για να δημιουργήσουν μία ακριβή οριακή εφαρμογή που δεν επιτυγχάνεται με την ενστάλαξη κεριού. Ωστόσο, έχουν αναφερθεί προβλήματα που σχετίζονται με αυτή την τεχνική, ιδίως με αποκαταστάσεις πολλαπλών μονάδων. Οι Bhering et al (2016) ανέφεραν ότι όταν χρησιμοποιούνται χυτεύσιμοι κύλινδροι, οι γωνίες και οι ακμές του πολυγώνου του κυλίνδρου ενδέχεται να μην αναπαραχθούν με ακρίβεια αφήνοντας κενά. Αυτό μπορεί να συμβεί αν η διαδικασία της χύτευσης είναι ατελής και το αποτέλεσμα είναι η επαφή του χυτευμένου κυλίνδρου με την επιφάνεια του εμφυτεύματος να μην είναι απόλυτη όπως επιβάλλεται στις αποκαταστάσεις επί εμφυτευμάτων. Για την παράκαμψη αυτού του προβλήματος έχουν συμβάλει οι σύγχρονες τεχνικές της αφαιρετικής μεθόδου (Subtractive Manufacturing) και της προσθετικής μεθόδου (Additive Manufacturing).

Οι Abu et al (2021), μελέτησαν την παθητική εφαρμογή κοχλιούμενων σκελετών που στηρίζονται σε διαβλεννογόνια τμήματα τύπου multiunit κατασκευασμένων με τις σύγχρονες τεχνικές αφαίρεσης και πρόσθεσης. Στη μελέτη τους κατασκεύασαν ένα πρότυπο εκμαγείο της κάτω γνάθου με δυο εμφυτεύματα στις περιοχές των δεύτερων προγομφίων. Σε αυτά σταθεροποίησαν δύο διαβλεννογόνια στηρίγματα τύπου multiunit. Κατασκευάστηκαν σκελετοί Co-Cr με 3 έμμεσες (συμβατική τεχνική κερώματος, κοπή πολυμεθυλομεθακρυλικού υλικού από CNC, στερεολιθογραφία) και 2 άμεσες τεχνικές (επιλεκτική τήξη με λέιζερ SLM και κοπή μαλακού κράματος soft milling). Οι γέφυρες από τις έμμεσες τεχνικές χυτεύθηκαν συμβατικά στη συνέχεια. Για την αξιολόγηση χρησιμοποιήθηκε η δοκιμή Sheffield (τεστ Sheffield). Χρησιμοποιήθηκε μια μέθοδος οπτικής αξιολόγησης και οι μετρήσεις με την βοήθεια ειδικού λογισμικού ήταν σε κάθετη διάσταση. Το τελικό αποτέλεσμα είναι ότι η επίδραση της τεχνικής κατασκευής στις τιμές της κάθετης οριακής απόκλισης εμφάνισε στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των τεχνικών. Συγκεκριμένα οι χαμηλότερες τιμές

απόκλισης παρατηρήθηκαν για την επιλεκτική τήξη με λέιζερ ( $74,2 \pm 20,5 \mu\text{m}$ ), ακολουθούμενες από τη στερεολιθογραφία ( $92,8 \pm 23,9 \mu\text{m}$ ), τη κοπή μαλακών κραμάτων ( $108,4 \pm 12,0 \mu\text{m}$ ), τη κοπή πολυμεθυλομεθακρυλικού ( $116,7 \pm 17,0 \mu\text{m}$ ) και τη συμβατική τεχνική ( $137,5 \pm 18,9 \mu\text{m}$ ). Οι τιμές της κατακόρυφης οριακής απόκλισης της ομάδας επιλεκτικής τήξης με λέιζερ ήταν σημαντικά χαμηλότερες από εκείνες όλων των άλλων ομάδων. Συμπερασματικά οι τεχνικές αυτές μπορούν να κατασκευάσουν εργασίες με παθητική εφαρμογή. Την καλύτερη παθητική εφαρμογή παρουσίασε η τεχνική της επιλεκτικής τήξης με λέιζερ ακολουθούμενη από την τεχνική της εκτύπωσης ρητίνης με στερεολιθογραφία και στην συνέχεια χύτευση.

Οι Gabriela et al(2015) μελέτησαν την παθητική εφαρμογή μεταλλικών επιεμφυτευματικών σκελετών ενός τεμαχίου κατασκευασμένων με την συμβατική μέθοδο της χύτευσης καθώς και με την μέθοδο CAD-CAM. Χρησιμοποιώντας την τεχνολογία CAD/CAM, δοκίμια κατασκευάστηκαν από μονολιθική ζirkονία (Zircad) και κράμα κοβαλτίου-χρωμίου. Οι ομάδες ελέγχου ήταν δοκίμια από χυτευμένο συμβατικά Κοβάλτιο – Χρώμιο. Παρατηρήθηκε σημαντική διαφορά στην παθητική προσαρμογή μεταξύ των ομάδων ελέγχου και δειγμάτων. Το ψυχρά κατεργασμένο κράμα Co-Cr παρουσίασε την καλύτερη τιμή παθητικής προσαρμογής ( $48,76 \pm 13,45 \mu\text{m}$ ) και το συμβατικά χυτευμένο κράμα Co-Cr τη χειρότερη ( $187,55 \pm 103,63 \mu\text{m}$ ). Η μονολιθική ζirkονία παρουσίασε μια ενδιάμεση τιμή ( $103,81 \pm 43,15 \mu\text{m}$ ). Σε σύγκριση με τις άλλες ομάδες, το χυτευμένο κράμα παρουσίασε και την υψηλότερη μέση τάση γύρω από τα εμφυτεύματα. Το συμπέρασμα ήταν ότι οι κατασκευασμένοι με CAD/CAM σκελετοί παρουσίασαν καλύτερη παθητική εφαρμογή σε σύγκριση με εκείνους από την συμβατική χύτευση. Επίσης Οι κατασκευασμένοι σκελετοί Co-Cr από CAD-CAM (ψυχρή κοπή), παρουσιάζουν καλύτερη παθητική εφαρμογή σε σύγκριση με τους σκελετούς ζirkονίας από CAD/ CAM.

Οι Alrasheed et al(2022) σύγκριναν την ακρίβεια εφαρμογής σκελετών πλήρους τόξου από Co-Cr κοχλιούμενων οδοντικών προσθέσεων σε εμφυτεύματα που κατασκευάζονται με τρεις διαφορετικές μεθόδους: μέθοδο συμβατικής χύτευσης, τεχνολογία προσθετικής κατασκευής (additive manufacturing), και μέθοδος κοπής (milling technique). Κατασκευάστηκε βασικό εκμαγείο κάτω γνάθου με πέντε εμφυτεύματα σύνδεσης. Τριάντα σκελετοί πλήρους

τόξου Co-Cr κοχλιούμενοι στα εμφυτεύματα κατασκευάστηκαν με τρεις διαφορετικές μεθόδους: συμβατική χύτευση, κοπή και τεχνολογία προσθετικής κατασκευής (AM). Η οριακή εφαρμογή μετρήθηκε με τη χρήση μηχανής μέτρησης συντεταγμένων στους άξονες x, y και z, καθώς και η τρισδιάστατη απόκλιση. Η ομάδα χύτευσης μετρήθηκε δύο φορές: πριν από τη διαδικασία προσαρμογής και μετά τη διαδικασία προσαρμογής (διαχωρισμός του σκελετού όπου κρίνεται αναγκαίο και συγκόλληση με λέιζερ). Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι υπήρχαν στατιστικά σημαντικές διαφορές στην οριακή εφαρμογή και στην παραμόρφωση του πλάτους μεταξύ των ομάδων. Ο μέσος όρος της ακρίβειας εφαρμογής κάθε ομάδας ήταν 94,6μm για την ομάδα χύτευσης πριν από την προσαρμογή, 92,44 μm για την ομάδα χύτευσης μετά την προσαρμογή, 71,4 μm για την ομάδα προσθετικής κατασκευής, ενώ για την ομάδα ψυχρής κοπής η συνολική ακρίβεια ήταν 50,1 μm. Οι μεταλλικοί σκελετοί που κατασκευάστηκαν με οποιαδήποτε από τα τρεις τεχνικές κατασκευής με χρήση υλικού από κοβάλτιο-χρώμιο παρουσίασαν αποδεκτή οριακή εφαρμογή. Η τεχνική κατασκευής με ψυχρή κοπή έδειξε την πιο ακριβή οριακή προσαρμογή. Συμπερασματικά, λοιπόν, φαίνεται ότι **τεχνική της σκληρής κοπής μετάλλου αποδίδει προσθετικές αποκαταστάσεις με καλύτερη παθητική εφαρμογή από τις υπόλοιπες τεχνικές.**

Ένα άλλο σημαντικό χαρακτηριστικό για την κλινική μακροβιότητα μιας προσθετικής αποκατάστασης είναι οι *αναγκαίες μηχανικές ιδιότητες*. Τα κράματα Co-Cr που χρησιμοποιούνταν με την τεχνική της χύτευσης ικανοποιούσαν τις ανάγκες αυτές. Όμως τα μειονεκτήματα της τεχνικής αυτής (η εκτεταμένη διαδικασία χύτευσης, η εμπειρία χειρισμού της, τα προβλήματα παθητικής εφαρμογής των σκελετών, τα προβλήματα με πορώδες, η συνεχής εξέλιξη του κλάδου της Οδοντιατρικής), οδήγησαν στο να στραφεί η προσοχή στις σύγχρονες ψηφιακές μεθόδους (Additive Manufacturing, Subtractive Manufacturing).

Οι Yanan et al(2022) αξιολόγησαν τις μηχανικές ιδιότητες και τις μικροδομές οδοντιατρικών κραμάτων Co-Cr που κατασκευάζονται με συμβατική χύτευση, κοπή με μηχανή CNC και επιλεκτική τήξη με λέιζερ(SLM). Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι οι μικροδομές των δοκιμών SLM παρουσίαζαν ομοιογενώς κατανεμημένους λεπτούς κόκκους, διασκορπισμένα σωματίδια δεύτερης φάσης και λίγες ατέλειες. Η μέση τυπική απόκλιση του ορίου διαρροής των δοκιμών SLM ήταν  $790 \pm 11$  MPa και η αντοχή σε εφελκυσμό ήταν  $1072 \pm 18$  MPa. Οι τιμές αυτές

υπερέβησαν εκείνες των δοκιμών από χύτευση και κοπή κατά 50% περίπου. Η ομάδα SLM παρουσίασε την υψηλότερη μικροσκληρότητα  $475,3 \pm 10,2$  MPa, ακολουθούμενη από την ομάδα CNC με  $325,2 \pm 17,8$  MPa και την ομάδα χύτευσης με  $323,7 \pm 27,2$  MPa. Επιπλέον, η ολκιμότητα και η ανθεκτικότητα των δοκιμών SLM ήταν επίσης καλύτερες από εκείνες των άλλων 2 ομάδων. Επομένως η ομάδα SLM παρουσίασε καλύτερες μικροδομές και μηχανικές ιδιότητες από τις ομάδες CNC και χύτευσης.

Οι Koutsoukis et al(2015) εξέτασαν την επίδραση της διαδικασίας επιλεκτικής τήξης με λέιζερ (SLM) στις ιδιότητες των οδοντικών κατασκευών από κράματα Co-Cr, αξιολόγησαν την ποιότητά τους (μηχανικές ιδιότητες, πορώδες, μικροδομή, μεταλλοκεραμικό δεσμό) και τις συνέκριναν με εκείνες που παράγονται με συμβατική χύτευση και τεχνικές κατασκευής με ψυχρή κοπή (milling technique). Η δημοσίευση αυτή, η οποία είναι μία meta analysis ανασκόπηση, μελέτησε τελικά 48 άρθρα και κατέληξε στα ακόλουθα συμπεράσματα: Η τεχνική του SLM προσφέρει πολλά πλεονεκτήματα σε σύγκριση με τις τεχνικές χύτευσης και κοπής. Η SLM παρέχει κράματα με διαφορετική μικροδομή από τη χύτευση και την κοπή με ελάχιστο εσωτερικό πορώδες, οριακή εφαρμογή και συγκρίσιμη αντοχή συγκράτησης της πορσελάνης με τον μεταλλικό σκελετό. Μηχανικές και ηλεκτροχημικές ιδιότητες των δομών SLM είναι βελτιωμένες σε σύγκριση με τη χύτευση. Η τεχνική SLM δημιουργεί οδοντιατρικές προσθετικές αποκαταστάσεις πιο γρήγορα και λιγότερο δαπανηρά χωρίς συμβιβασμούς στην ποιότητά τους σε σύγκριση με τις αποκαταστάσεις που παρασκευάζονται με τεχνικές χύτευσης και κοπής. Η κλινική σημασία αυτών των παρατηρήσεων είναι ότι η εξάλειψη του πορώδους σε μεταλλικές δομές που παράγονται με την τεχνική SLM έχει θετική επίδραση στις μηχανικές τους ιδιότητες. Εκτός από τις μηχανικές ιδιότητες που αναφέρουν οι κατασκευαστές, μόνο μία μελέτη (Takaichi et al. 2013) έχει μελετήσει τις μηχανικές ιδιότητες των SLM κατασκευών σε σύγκριση με την χύτευση, όπου η προαναφερθείσα παρατήρηση επαληθεύτηκε και πειραματικά. Συγκεκριμένα, η διαδικασία επιλεκτικής τήξης με λέιζερ (SLM) εφαρμόστηκε σε ένα κράμα Co-29Cr-6Mo, και μελετήθηκε η μικροδομή και οι μηχανικές ιδιότητες των κατασκευών σε σχέση με την καταλληλότητά τους για οδοντιατρική χρήση. Η μικροδομή αξιολογήθηκε με φασματοσκοπία ακτίνων-X, περίθλαση ακτίνων-X (XRD). Οι μηχανικές ιδιότητες αξιολογήθηκαν με δοκιμή αντοχών εφελκυσμού. Το αποτέλεσμα ήταν δημιουργία

κατασκευών με πολύ πυκνή δομή όταν η θερμική ενέργεια του λέιζερ ήταν μεγαλύτερη από  $400 \text{ J mm}^{-3}$ , ενώ σχηματίστηκαν πορώδεις κατασκευές όταν η θερμική ενέργεια ήταν χαμηλότερη από  $150 \text{ J mm}^{-3}$ . Η μικροδομή που προέκυψε με την SLM ήταν χαρακτηριστική με λεπτούς κυτταρικούς δενδρίτες σε επιμήκεις κόκκους παράλληλους προς τη διεύθυνση δόμησης του υλικού. Παρόλο που η μηχανική ανισοτροπία επιβεβαιώθηκε στις κατασκευές SLM λόγω της μοναδικής μικροδομής, το όριο διαρροής και η επιμήκυνση (elongation) ήταν υψηλότερα από εκείνα του κράματος χύτευσης. Το φαινόμενο της ιοντικής ανταλλαγής (metal elution-Ανταλλαγή ιόντων από την επιφάνεια δύο μετάλλων για τη δημιουργία ανθεκτικού στρώματος οξειδίων για αποφυγή διάβρωσης) των μετάλλων από την κατασκευή SLM ήταν μικρότερο από εκείνη του κράματος χύτευσης. Η τεχνική SLM έδωσε επομένως καλύτερα αποτελέσματα από την χύτευση.

Οι σημερινές συσκευές SLM παρέχουν μεταλλικές αποκαταστάσεις από κράματα Co-Cr για αφαιρούμενες και ακίνητες μερικές οδοντοστοιχίες χωρίς να επηρεάζονται οι ιδιότητες του κράματος ή της αποκατάστασης. Επιπλέον, ο μετασχηματισμός του υλικού από στερεή φάση σε υγρή και αντίστροφα, εισάγει την έννοια της ιστορίας της θερμοκρασίας του υλικού, η οποία μπορεί να διαφέρει από περιοχή σε περιοχή. Επιπλέον, ο ρυθμός ψύξης καθορίζει το μέγεθος των σωματιδίων και τη μεταλλουργική σύνθεση της μικροδομής και, ως εκ τούτου, τις μηχανικές ιδιότητες του εξαρτήματος, όπως η ακαμψία, η ελαστικότητα και το όριο διαρροής, Η διαστολή και η συστολή τόσο του νεοπροστιθέμενου υλικού όσο και των υπαρχόντων στρωμάτων μπορεί να οδηγήσει σε υψηλές παραμένουσες τάσεις, με αποτέλεσμα ακόμη και τη μόνιμη στρέβλωση του εξαρτήματος. Όλες οι προαναφερθείσες παράμετροι πρέπει να λαμβάνονται υπόψη κατά την παραγωγή κάθε νέου εξαρτήματος, καθώς το τελικό προϊόν πρέπει να βρίσκεται εντός συγκεκριμένων ορίων ανοχής και να έχει επαρκώς αξιόπιστες ιδιότητες υλικού για την τελική χρήση (Parazoglou et al. 2021). Για τον λόγο αυτόν, περαιτέρω κλινικές μελέτες είναι απαραίτητες για να αυξηθεί η αποδοχή αυτής της τεχνολογίας από την παγκόσμια οδοντιατρική κοινότητα.

**Από τα παραπάνω προκύπτει ότι οι μηχανικές ιδιότητες των κατασκευών που προκύπτουν από την τεχνολογία SLM είναι βελτιωμένες σε σχέση με τις ιδιότητες των κατασκευών που προκύπτουν με τις τεχνικές ψυχρής κοπής και χύτευσης. Βέβαια και από τις τεχνικές**



**κοπή(Milling) προκύπτουν μεταλλικοί σκελετοί με ικανοποιητικές κλινικά φυσικομηχανικές ιδιότητες.**

Η μεταλλοκεραμικές προσθετικές αποκαταστάσεις αποτελούν και σήμερα μια μεγάλη ομάδα κατασκευών. Συνεπώς η φύση και η αντοχή του μεταλλοκεραμικού δεσμού είναι ένα σημαντικό στοιχείο για την αξιολόγηση των νέων τεχνικών. Η αντοχή του κεραμικού δεσμού έχει αναφερθεί ότι επηρεάζει τη μακροζωία των αποκαταστάσεων μετάλλου-κεραμικού και έχει μετρηθεί με διαφορετικές μεθόδους, όπως η αντοχή σε κάμψη, στρέβλωση, διάτμηση, εφελκυσμό.

Οι Al Zabari et al(2014) έκαναν χαρακτηρισμό της διεπιφάνειας κεραμικού υλικού και μετάλλου (PFM) Co-Cr σε μεταλλοκεραμικούς σκελετούς που κατασκευάστηκαν με τρεις τεχνικές κατασκευής και κράμα Co-Cr. Κατασκευάστηκαν τρεις ομάδες μεταλλικών δοκιμίων που παρασκευάστηκαν με συμβατική χύτευση (CST), ψυχρή κοπή(MIL) και επιλεκτική τήξη με λέιζερ (SLM). Το πορώδες των δοκιμίων αξιολογήθηκε με σαρώσεις ακτίνων Χ. Οι μικροδομές των δοκιμίων αξιολογήθηκαν μέσω μικροσκοπίου, ενώ μετρήθηκε και η σκληρότητα Vickers. Έγινε χαρακτηρισμός της μεσόφασης στα δοκίμια με επικάλυψη πορσελάνης από κάθε ομάδα για τον έλεγχο της κατανομής των στοιχείων. Η ακτινογραφία ακτίνων Χ αποκάλυψε την παρουσία πορώδους μόνο στην ομάδα της χύτευσης. Μεταξύ των ομάδων εντοπίστηκαν διαφορετικές μικροδομές. Η έρευνα αυτή κατέληξε ότι η μικροδομή και η σκληρότητα των οδοντιατρικών κραμάτων PFM Co-Cr εξαρτώνται από την τεχνική κατασκευής που χρησιμοποιείται χωρίς όμως αξιοσημείωτες διαφοροποιήσεις μεταξύ των σκελετών. Άρα, ο μεταλλοκεραμικός δεσμός δεν επηρεαζόταν από την τεχνική κατασκευής στα πλαίσια της μελέτης αυτής και για τις παραμέτρους που αξιολογήθηκαν.

Οι Leon et al(2017) σε μια μελέτη metaanalysis αξιολόγησαν τον μεταλλοκεραμικό δεσμό σε κράματα Co-Cr. Σύγκριναν τις τιμές εκείνες των χυτών, με εκείνες από κοπή(milling technique) και αποκαταστάσεις από SLM AM (Additive Manufacturing). Η υπόθεση ήταν ότι δεν θα εντοπιζόνταν σημαντικές διαφορές στις τιμές αντοχής δεσμού μετάλλου-κεραμικού μεταξύ των χυτών, κοπής (milling) ή προσθετικά (SLM-additive) παρασκευασμένων οδοντιατρικών κραμάτων Co-Cr. Οι μελέτες που συμπεριελήφθησαν ήταν in vitro μελέτες με αξιολόγηση τις

δοκιμών αντοχής δεσμού 3 σημείων σε κάμψη είτε σε διάτμηση. Οι μελέτες παρουσίασαν ποικιλομορφία ανάμεσα στις τιμές τους.

Ταξινομήθηκαν σε δύο υποομάδες με βάση τη δοκιμή που χρησιμοποιήθηκε (δοκιμή κάμψης 3 σημείων-3 point bend test και δοκιμή αντοχής στην διάτμηση- shear bond strength test). Από την σύνθετη αναζήτηση συγκεντρώθηκαν συνολικά 216 μελέτες. Μετά την ανεξάρτητη αξιολόγηση των τίτλων και των περιλήψεων από τους κριτές, τα κριτήρια της μελέτης πληρούσαν 26 άρθρα. Η σύγκριση του μεταλλοκεραμικού δεσμού μεταξύ των χυτών και των κραμάτων AM για την υποομάδα κάμψης 3 σημείων αποκάλυψε στατιστικά σημαντική ετερογένεια μεταξύ των ομάδων και με καλύτερη μέθοδο την SLM. Επιπλέον, η σύγκριση της αντοχής μεταλλοκεραμικού δεσμού μεταξύ χυτών και ψυχρά κατεργασμένων-κομμένων (milling) μετάλλων για την υποομάδα αντοχής δεσμού διάτμησης αποκάλυψε ετερογένεια υπέρ των ψυχρά κατεργασμένων κραμάτων και για την υποομάδα κάμψης 3 σημείων υπέρ των ψυχρά κατεργασμένων κραμάτων. Ανεξάρτητα από την στατιστική ετερογένειας που μετρήθηκε, δεν υπήρχε μεγάλη επίδραση των αποτελεσμάτων στην ποιότητα του μεταλλοκεραμικού δεσμού. Το συμπέρασμα είναι ότι **η μέθοδος κατασκευής της πρόσθεσης δεν είχε καμία επίδραση στην αντοχή του δεσμού της πορσελάνης με τα κράματα οδοντιατρικών μετάλλων Co-Cr.**

Πολύ κρίσιμη ιδιότητα για την βιωσιμότητα και την δομική ακεραιότητα των προσθετικών κατασκευών είναι η αντοχή στη διάβρωση, στην περίπτωση μας ειδικά των κραμάτων Co-Cr. Οι Mace et al (2022) μελέτησαν την αντοχή των κραμάτων χρωμίου κοβαλτίου για χρήση AM συγκρίνοντας τα με το παραδοσιακό CoCrMo, όσον αφορά τις ηλεκτροχημικές ιδιότητες που προκύπτουν από τις διαφορές στη μικροδομή και το φιλμ οξειδίου που δημιουργείται. Η έκθεση σε περιβάλλοντα του σώματος αντιπροσωπεύεται συνήθως από διάφορα αλατούχα διαλύματα, όπως ρυθμισμένο με φωσφορικά άλατα (PBS), τεχνητό σάλιο (για τη στοματική κοιλότητα) και άλλα (π.χ., ισορροπημένο αλατούχο διάλυμα Hanks και διάλυμα Ringers). Στην έρευνα τους διερευνήθηκαν οι ιδιότητες διάβρωσης του AM CoCrMoW σε ρυθμιστικό διάλυμα φωσφορικών ιόντων και σε αντίστοιχο διάλυμα που περιέχει υπεροξείδιο του υδρογόνου (Myszka et al. 2016). Το τελευταίο διάλυμα προορίζεται για την αξιολόγηση των επιδράσεων των χαλαρά φλεγμονωδών ιστών, οδοντοκρεμών ή άλλων οδοντιατρικών

θεραπειών που περιέχουν υπεροξείδιο του υδρογόνου και μπορούν να επηρεάσουν το κράμα. Στην έρευνα αυτή χρησιμοποιήθηκε η επιλεκτική τήξη με λέιζερ (SLM) για την κατασκευή CrMoW. Τα χαρακτηριστικά διάβρωσης του κράματος AM συγκρίθηκαν με εκείνα του παραδοσιακού CoCrMo (ASTM F-1537) τόσο σε ρυθμισμένο με φωσφορικά άλατα αλατούχο διάλυμα (PBS) όσο και σε PBS με 10 mM H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> για την προσομοίωση συνθηκών αυξημένης φλεγμονής. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η αντίσταση στη διάβρωση του κράματος AM CoCrMoW υπό συνθήκες μη τριβής, δεν διαφέρει από εκείνη του CoCrMo. Τα διαλύματα που δοκιμάστηκαν στην έρευνα (PBS και PBS που περιέχει H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>) είχαν ως αποτέλεσμα διαφορετική συμπεριφορά πόλωσης και διαφορές σε ορισμένα χαρακτηριστικά της αντίστασης. Τα κράματα AM CrMoW και CoCrMo ήταν παρόμοια μεταξύ τους σε κάθε διάλυμα. Το κράμα AM έχει λιγότερο ομοιόμορφη μικροδομή από το CoCrMo. Οι πρότυπες μορφές-μικροδομές διάβρωσης του CoCrMo καθορίζονται τόσο από μεμονωμένους κόκκους όσο και από μια μεγαλύτερη υποκείμενη δενδριτική χημική ετερογένεια που πιθανότατα προκύπτει από τη στερεοποίηση κατά τη χύτευση. Ομοίως, το AM CoCrMoW είναι πιο επιρρεπές στη διάβρωση στα όρια των κόκκων, καθώς και κατά μήκος της διαδρομής του λέιζερ κατά την εκτύπωση, γεγονός που δείχνει ότι το σχέδιο εκτύπωσης και οι παράμετροι δεν παίζουν μόνο ρόλο στις μηχανικές ιδιότητες, αλλά και στις ηλεκτροχημικές ιδιότητες. Ανεξάρτητα από αυτές μικροδομικές διαφορές, οι ηλεκτροχημικές ιδιότητες των κατασκευασμένων κραμάτων κοβαλτίου για χρήση με προσθετική τεχνολογία (AM) δεν διαφέρουν σημαντικά από εκείνες των κατεργασμένων για χύτευση κραμάτων κοβαλτίου χαμηλού άνθρακα. Αυτό υποδεικνύει ότι οι διαφορές στις μικροεπιφάνειες των οξειδίων που δημιουργούνται και στη μικροδομή δεν επηρεάζουν τις ιδιότητες διάβρωσης αυτού του κράματος σε σύγκριση με το CoCrMo. (Annsley et al. 2022)

Οι Padros et al (2020) μελέτησαν την αντοχή στη διάβρωση και την συμπεριφορά απελευθέρωσης ιόντων για τριάντα οδοντιατρικά δοκίμια κραμάτων αποκατάστασης που προέκυψαν από τρία διαφορετικά συστήματα κατασκευής: σχεδιασμός και κατασκευή με τη βοήθεια υπολογιστή (CAD-CAM), παραδοσιακή χύτευση και πυροσυσσωμάτωση με λέιζερ(SLM). Το κράμα που χρησιμοποιήθηκε ήταν το κράμα CoCr (ίδιας παρτίδας) που χρησιμοποιείται γενικά στην κλινική οδοντιατρική. Η αντοχή στη διάβρωση αξιολογήθηκε με

ηλεκτροχημικές δοκιμές σε μέσο τεχνητού σάλιου στους 37°C. Προσδιορίστηκαν παράμετροι διάβρωσης, όπως η κρίσιμη πυκνότητα ρεύματος ( $i_{cr}$ ), το δυναμικό διάβρωσης ( $E_{corr}$ ) και η παθητική πυκνότητα ρεύματος ( $i_p$ ). Τα ιόντα κοβαλτίου και χρωμίου που απελευθερώθηκαν από τα διάφορα δείγματα αναλύθηκαν επίσης σε μέσο τεχνητού σάλιου στους 37 °C με φασματομετρία μάζας επαγωγικά συζευγμένου πλάσματος (ICP-MS) σε διαφορετικούς χρόνους εμβάπτισης. Τα χυτά δείγματα παρουσίασαν υψηλότερους ρυθμούς διάβρωσης και επίπεδα απελευθέρωσης ιόντων. Τα ψυχρά κατεργασμένα με CAD-CAM δοκίμια παρουσίασαν χαμηλότερα επίπεδα απελευθέρωσης ιόντων και καλύτερη αντοχή στη διάβρωση λόγω της ολικής διαλυτότητας των χημικών στοιχείων σε μία μόνο φάση με την ίδια χημική σύνθεση. Αυτή η ομοιογένεια εμποδίζει την ανάπτυξη ηλεκτροχημικής διάβρωσης. Επιπλέον, η απουσία ατελειών και παραμενουσών τάσεων στις AM προσθέσεις αυξάνει την αντοχή στη διάβρωση. Οι χυτές και οι πυροσυσσωματωμένες με λέιζερ προσθέσεις έχουν όμως δείξει την παρουσία πλούσιων ιζημάτων Cr, W και Nb, τα οποία είναι επιζήμια για την αντοχή στη διάβρωση. Αυτά τα ιζήματα προκαλούν μείωση της περιεκτικότητας σε Cr στην επιφάνεια. Είναι γνωστό ότι η αντίσταση στη διάβρωση αυξάνεται με την περιεκτικότητα σε Cr μέσω του σχηματισμού οξειδίου του χρωμίου στην επιφάνεια που αυξάνει την παθητικότητα. Κατά συνέπεια, η μείωση του Cr προκαλεί αύξηση της διάβρωσης και της απελευθέρωσης ιόντων στις χυτές αποκαταστάσεις με αποτέλεσμα να είναι επιρρεπείς στην διάβρωση.

Οι Tuna et al (2020) αξιολόγησαν την ηλεκτροχημική αντίσταση στη διάβρωση δοκιμίων από κράμα Co-Cr που κατασκευάστηκαν με συμβατική χύτευση, κοπή(milling)και πυροσυσσωμάτωση με λέιζερ(SLM). Τα δοκίμια που κατασκευάστηκαν με 3 διαφορετικές μεθόδους διερευνήθηκαν με ποτενσιοδυναμικές δοκιμές και φασματοσκοπία ηλεκτροχημικής εμβάπτισης σε τεχνητό σάλιο. Τα ιόντα που απελευθερώθηκαν στο τεχνητό σάλιο εκτιμήθηκαν με φασματομετρία μάζας επαγωγικά συζευγμένου πλάσματος και τα αποτελέσματα αναλύθηκαν στατιστικά. Οι επιφάνειες των δοκιμίων διερευνήθηκαν με ηλεκτρονικό μικροσκόπιο σάρωσης πριν και μετά τις δοκιμές. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι βρέθηκαν στατιστικές διαφορές τόσο μεταξύ των μέσων όρων των μεθόδων όσο και μεταξύ των μέσων όρων των ομάδων υλικών. Όσον αφορά τα απελευθερούμενα ιόντα, βρέθηκε στατιστική διαφορά μεταξύ των δοκιμίων από διαφορετική μέθοδο. Συγκεκριμένα, την λιγότερη

απελευθέρωση ιόντων παρουσίασε η ομάδα δοκιμών με την μέθοδο της κοπής. Αμέσως επόμενη ήταν η ομάδα με τα δοκίμια της μεθόδου Σύντηξης με λέιζερ και τέλος ήταν της χύτευσης.

Ωστόσο, δεν βρέθηκε καμία διαφορά μεταξύ των μεθόδων. Η ηλεκτρονική μικροσκοπική απεικόνιση σάρωσης αποκάλυψε ότι τα δοκίμια που παρήχθησαν με συμβατική χύτευση επηρεάστηκαν σε μεγαλύτερο βαθμό από τη χάραξη και την ηλεκτροχημική διάβρωση σε σχέση με εκείνα που παρήχθησαν με ψυχρή κοπή και πυροσυσσωμάτωση με λέιζερ. Μάλιστα τα δοκίμια από ψυχρή κοπή και πυροσυσσωμάτωση με λέιζερ δεν επηρεάστηκαν σχεδόν καθόλου από την χάραξη και παρουσίασαν πιο ομοιογενής δομή από εκείνα της χύτευσης .

**Συμπερασματικά, η αντίσταση στη διάβρωση των προσθέσεων κράματος Co-Cr που κατασκευάζονται με ψυχρή κοπή ή πυροσυσσωμάτωση με λέιζερ είναι μεγαλύτερη από εκείνη των δοκιμών κράματος που γίνεται με την συμβατική μέθοδο χύτευσης. Οι προσθέσεις από Co-Cr που κατασκευάζονται με την ίδια μέθοδο διέφεραν επίσης μεταξύ τους όσον αφορά την αντοχή στη διάβρωση.**

Παρόλο που υπάρχει μεγάλος ενθουσιασμός στην επιστημονική κοινότητα σχετικά με τις τεχνολογίες AM (Additive Manufacturing), οι διαδικασίες αυτές είναι εγγενώς περίπλοκες, καθώς λαμβάνουν χώρα πολλά φυσικά φαινόμενα. Ένα παράδειγμα της πολυπλοκότητας της διαδικασίας είναι η αλληλεπίδραση της δέσμης λέιζερ, με το υλικό της τράπεζας σκόνης, το οποίο αρχικά βρίσκεται σε στερεή κατάσταση σκόνης αλλά στη συνέχεια μετατρέπεται σε υγρό ή και σε αέριο. Η αλληλεπίδραση αυτή σχετίζεται με την απορρόφηση ενέργειας από το υλικό, άρα με τη θερμική ισορροπία και το αναπτυσσόμενο θερμοκρασιακό προφίλ. Ο τύπος, η ισχύς, η χωρική κατανομή και η ταχύτητα της δέσμης λέιζερ, οι θερμοφυσικές ιδιότητες της σκόνης και οι παράμετροι της διαδικασίας, όπως η θερμοκρασία προθέρμανσης και το περιβάλλον του θαλάμου κατασκευής, είναι μόνο μερικοί παράγοντες που επηρεάζουν το SLS και το SLM και πρέπει να μελετηθούν προσεκτικά και σε βάθος (Yadroitsev et al. 2009, Kamath et al. 2014). Ο μετασχηματισμός του υλικού από στερεά φάση σε υγρή και αντίστροφα επηρεάζει τη μικροδομή του υλικού στις διάφορες περιοχές, δημιουργώντας έτσι μια ανομοιογένεια στην αποκατάσταση η οποία μπορεί να έχει επιπτώσεις στις ιδιότητες της. Ο

ρυθμός ψύξης καθορίζει το μέγεθος των σωματιδίων και τη μεταλλουργική σύνθεση της μικροδομής, και ως εκ τούτου, τις μηχανικές ιδιότητες του εξαρτήματος, όπως η σταθερότητα, η ελαστικότητα και το όριο διαρροής. Επιπλέον, η διαστολή και η συστολή τόσο του νεοπροστιθέμενου στρώματος όσο και των προηγούμενων στρωμάτων μπορεί να οδηγήσει σε υψηλές παραμένουσες τάσεις, με αποτέλεσμα ακόμη και τη μόνιμη στρέβλωση του εξαρτήματος. Όλες οι προαναφερθείσες παράμετροι πρέπει να λαμβάνονται υπόψη κατά την παραγωγή κάθε νέας κατασκευής, καθώς το τελικό προϊόν πρέπει να βρίσκεται εντός συγκεκριμένων ορίων ανοχής και να έχει επαρκώς αξιόπιστες ιδιότητες υλικού για την τελική χρήση (Gouge et al. 2017). Με στόχο την αποτελεσματική κατασκευή με τη χρήση των μεθόδων SLS και SLM, πρέπει να λαμβάνεται σοβαρά υπόψη η καμπύλη εκμάθησης που χρειάζεται. Ωστόσο, η κατασκευή πρόσθεσης στην SLM αντιμετωπίζει από μόνη της ορισμένες σημαντικές προκλήσεις. Όταν η πρόσθεση έχει περιοχές με έντονες γωνιώσεις, απαιτούνται πολύπλοκες ρυθμίσεις του μηχανήματος (κλίση λέιζερ, ισχύς κτλπ.) δεδομένου ότι οι περισσότερες από τις εξεταζόμενες παραμέτρους εξαρτώνται από τη θερμοκρασία, όπως οι ιδιότητες του υλικού, η απώλειες ακτινοβολίας, η πλαστικότητα του υλικού και η εμφανιζόμενη παραμόρφωση. Σχετικά, οι Parazoglou et al (2021) σύγκριναν τις τεχνικές SLM και SLS. Εξετάστηκαν οι μέθοδοι και οι τεχνικές με τις οποίες μπορεί να μοντελοποιηθεί ένα εξάρτημα που παρουσιάζονται στη βιβλιογραφία για την SLM και SLS. Οι πηγές ενέργειας λέιζερ, η μεταφορά θερμότητας καθώς και παράγοντες της θερμοδυναμικής λήφθηκαν υπόψη και αναλύθηκαν για αυτές τις δύο τεχνικές.

Έχουν παρουσιαστεί και προταθεί διάφορες μέθοδοι και στρατηγικές σχεδιασμού της πρόσθεσης, καθεμία από τις οποίες έχει τα δικά της δυνατά και αδύνατα σημεία, με στόχο τα ακριβέστερα και ρεαλιστικότερα αποτελέσματα, λαμβάνοντας υπόψη τους υπάρχοντες περιορισμούς στην υπολογιστική ισχύ. Στην συγκεκριμένη έρευνα του (Parazoglou et al. 2021) παρουσιάστηκε μια ολοκληρωμένη επισκόπηση των διαφόρων μεθόδων σχεδίασης/μοντελοποίησης. **Οι τεχνικές SLM και SLS διαθέτουν πολλούς παραμέτρους ρύθμισης. Ο οδοντικός τεχνολόγος πρέπει να τις γνωρίζει (γωνίωση δέσμης λέιζερ, ισχύς, θερμοκρασία τράπεζας σκόνης, σωστή τοποθέτηση εργασίας στην τράπεζα).**

## **ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ**

- Η μέθοδος παραγωγής μίας μεταλλοκεραμικής αποκατάστασης επηρεάζει σημαντικά την καλή οριακή εφαρμογή της στην προσθετική αποκατάσταση. Η οριακή εφαρμογή

στην ψυχρή κατεργασία (milling technique) είναι καλύτερη από εκείνη στην προσθετική μέθοδο SLM και χύτευση.

- Η τεχνική προσθήκης SLM αποδίδει καλύτερη ακρίβεια εφαρμογής για προσθέσεις με πολύπλοκη γεωμετρία όπως οι οδοντιατρικές αποκαταστάσεις σε σχέση με την τεχνική της κοπής (milling technique) και της χύτευσης.
- η τεχνική της σκληρής κοπής μετάλλου(Milling technique) αποδίδει επιεμφυτευματικές προσθετικές αποκαταστάσεις με καλύτερη παθητική εφαρμογή από τις τεχνικές προσθήκης SLM και χύτευσης.
- Η τεχνική προσθήκης SLM(αποδίδει καλύτερες μηχανικές και χημικές ιδιότητες από τις τεχνικές ψυχρής κοπής (milling) και συμβατικής χύτευσης .
- Η μέθοδος κατασκευής της πρόσθεσης δεν είχε καμία επίδραση στην αντοχή του δεσμού της πορσελάνης με τα κράματα οδοντιατρικών μετάλλων Co-Cr.
- Η αντίσταση στη διάβρωση των προσθέσεων κράματος Co-Cr που κατασκευάζονται με ψυχρή κοπή(Milling Technique) ή πυροσυσσωμάτωση με λέιζερ(SLM) είναι μεγαλύτερη από εκείνη των προσθέσεων που κατασκευάζονται με την συμβατική μέθοδο χύτευσης
- Οι τεχνικές προσθήκης SLM(επιλεκτική τήξη με λέιζερ) και (επιλεκτική σύντηξη με λέιζερ)SLS διαθέτουν πολλούς παραμέτρους ρύθμισης. Ο οδοντικός τεχνολόγος πρέπει να τους γνωρίζει(γωνίωση δέσμης λέιζερ,ισχύς,θερμοκρασία τράπεζας σκόνης, σωστή τοποθέτηση εργασίας στην τράπεζα).

## **ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ**

Γεωργούλης, Μ. (2024). Ίδια φωτογράφιση

Γιαννικάκης, Σ & Καρκαζής, Η.(2018). Προσθετική επί εμφυτευμάτων,Αθήνα 2018, Σελ 307



Προμπονάς (2022) Ψηφιακές Τεχνολογίες: Τεχνικές και υλικά

3Shape <https://www.3shape.com/>

Abd-Elghany, K., & Bourrell, D. L. (2012). Property evaluation of 304 stainless steel fabricated by selective laser melting. *Rapid Prototyping Journal*, 18, 420–428.

Aboulkhair, N. T., et al. (2014). Reducing porosity in AlSi10Mg parts processed by selective laser melting. *Additive Manufacturing*, 1, 77–86.

Alageel, O., Wazirian, B., Almufleh, B., Tamimi, F. (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* (pp. 55–91). Cham, Switzerland: Springer.

Alcisto, J. Enriquez, A. Garcia, H. et al. (2011). Tensile properties and microstructures of laser-formed Ti-6Al-4V. *Journal of Materials Engineering and Performance*, 20, 203–212.

AlRasheed, F., AlWazzan, K. (2022). The effect of framework fabrication technique on the fit accuracy of full arch screw retained implant supported prostheses. *The Saudi Dental Journal*, 34(4), 288-297.

Amann Girrbach Ceramill Sintron instruction booklet

Abu Ghofa, A. A., & Önöral, Ö. (2023). An assessment of the passivity of the fit of multiunit screw-retained implant frameworks manufactured by using additive and subtractive technologies. *\*The Journal of Prosthetic Dentistry\**, 129(3), 440-446.

Jeremy. L. (2022). Corrosion properties of low carbon CoCrMo and additively manufactured CoCr alloys for dental applications. *38 (7)*, 1184-1193.

ARCAM Electron Beam Melting of Metals. Available online:

<http://www.arcam.com/technology/electron-beam-melting/materials/> (accessed on 19 April 2017).

Ardila, L. C. Garciandia, F. & Gonzalez-Diaz, J. B. Alvarez, P. & Echeverria, A. & Petite, M. M. & Deffley, R. & Ochoa, J. (2014). Effect of IN718 recycled powder reuse on properties of parts manufactured by means of selective laser melting. *Physica Procedia*, 56, 99–107.

AlRasheed, F., AlWazzan, K. (May 2022). The effect of framework fabrication technique on the fit accuracy of full arch screw retained implant supported prostheses. *The Saudi Dental Journal*, 34(4), 288-297.

Al Jabbari, Y. S., Koutsoukis, T., Bampagadaki, X., Zinelis, S. (2014, April). Metallurgical and interfacial characterization of PFM Co-Cr dental alloys fabricated via casting, milling or selective laser melting. *Dental Materials*, 30(4), 79-88.

Arnold, C. Hey, J. Schweyen, R. Setz, J. M. (2018). Accuracy of CAD-CAM-fabricated removable partial dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(4), 586-592.

Att, W. Gerad, M. (2014). Digital workflow in reconstructive dentistry: new technologies for high-strength ceramics. In J. Ferez, J. Navarro, & N. Silva (Eds.), *High Strength Ceramics*. Chicago, IL: Quintessence Publishing. 5-30

Att, W. Komine, F. Gerds, T. Strub, J. R. (2009). Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 101(4), 239–247.

Awada, A. Nathanson, D. (2015). Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(4), 587-593.

Beaman, J. J. Deckard, C. R. (1990). Selective Laser Sintering with Assisted Powder Handling. U.S. Patent 4,938,816, July 3.

Carluccio, D. et al. (2019). The influence of laser processing parameters on the densification and surface morphology of pure Fe and Fe-35Mn scaffolds produced by selective laser melting. *Journal of Manufacturing Processes*, 40, 113–121.

Computer Numerical Control. Διαθέσιμο στον ιστότοπο:

[https://www.designingbuildings.co.uk/wiki/Computer\\_numerical\\_control](https://www.designingbuildings.co.uk/wiki/Computer_numerical_control)

CIM system <https://www.cimsystem.com/>

Darvish K et al (2018) Selective laser melting of Co-29Cr-6Mo alloy with laser power 180–360 W: cellular growth, intercellular spacing and the related thermal condition. Mater Charact 135:183–191

Djurovic, D. K. & Puskar, T. Budak, I. Sokac, M. Jeremic Knezevic, M., Maletin, A. Milekic, B. Vukelic, D. (2022). Influence of implant impression methods, polymer materials, and implant angulation on the accuracy of dental models. Polymers (Basel), 14(14), 2821.

Dowding C. (2010). Laser Ablation. Woodhead Publishing Limited, Loughborough University, UK.

Edgar, M. Alexandru, P. Dontu, O. Vaireanu, D-I. (2018). Some technological particularities on the execution of dental prostheses realized by selective laser deposition. Journal of Optoelectronics and Advanced Materials, 20(3-4), 208-213.

E Papazoglou, L. Karkalos, N. E., Karmiris-Obratański, P. Markopoulos, A. P. (2021). On the Modeling and Simulation of SLM and SLS for Metal and Polymer Powders: A Review. Published online.

Exocad CAD Software <https://exocad.com/>

Formware B.V [https://www.formware.co/slicer?gad\\_source=1&gclid=EAIaIQobChMI - bzx6HlhAMVZ6qDBx0ghQUeEAAYASAAEgLBWvD BwE](https://www.formware.co/slicer?gad_source=1&gclid=EAIaIQobChMI - bzx6HlhAMVZ6qDBx0ghQUeEAAYASAAEgLBWvD BwE)

Francois, Duret. & Blouin, J.-L., & Duret, B. (1988). CAD-CAM in dentistry. Journal of the American Dental Association, Vol. 117, 715.

Frazier, W. J. (2014). Metal Additive Manufacturing: A Review. *Materials Engineering Performance*, 23, 1917–1928.

Fritzsche, G. (2013). Cerec omnicaam and the virtual articulator - a case report. *International Journal of Computer Dentistry*, 16(1), 59-67.

George, B.R. Oancea, G. Martins, R. F. (2017). Study on SLM manufacturing of teeth used for dental tools testing. *MATEC Web of Conferences*, 94, 03002.

Gouge, M., Michaleris, P. (2017). Thermo-mechanical modeling of additive manufacturing. Elsevier Inc., First edition.

Guide to Selective Laser Sintering (SLS) 3D Printing διαθέσιμο στον ιστότοπο:

<https://formlabs.com/eu/blog/what-is-selective-laser-sintering/>

Hampe, R. Theelke, B. Lümke, N. Eichberger, M. Stawarczyk, B. (2019). Fracture toughness analysis of ceramic and resin composite CAD/CAM material. *Operative Dentistry*, 44, 190-201.

Herzog, D. Seyda, V. Wycisk, E. Emmelmann, C. (2016). Additive manufacturing of metals. *Acta Materialia*, 117, 371–392.

Horn, T. J. Harrysson, O. L. (2012). Overview of current additive manufacturing technologies and selected applications. *Science Progress*, 95, 255–282.

Jaafar, A. Karl, L. Mohammed, B. (2014). Trends in Computer-Aided Manufacturing in Prosthodontics: A Review of the Available Streams. *International Journal of Dentistry*. 2-10

J.P.Kruth Vandenbroucke, B. J. Van Vaerenbergh & I. Naert (2007). Rapid Manufacturing of Dental Prostheses by means of Selective Laser Sintering/Melting. 1-9

Kai, C. C. (1994). Three-dimensional rapid prototyping technologies and key development areas. *Computing & Control Engineering Journal*, 5, 200–206.

Kamath C El-Dasher B Gallegos GF et al (2014) Density of additively-manufactured, 316L SS parts using laser powder-bed fusion at powers up to 400 W. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology* 74:65– 78.

Katrin Quante. Ludwigb, K. Kernb, M. (2008). Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. *Dental Materials*, 24, 1311–1315.

Koutsoukis, T., Zinelis, S., Eliades, G., Al-Wazzan, K., Al Rifaiy, M., Al Jabbari, Y. S. (2015). Selective Laser Melting Technique of Co-Cr Dental Alloys: A Review of Structure and Properties and Comparative Analysis with Other Available Techniques. *Journal of Prosthodontics*, 24(4), 303–312.

Kim, E. H. Lee, D. H. Kwon, S. M. Kwon, T. Y. (2017). A microcomputed tomography evaluation of the marginal fit of cobalt-chromium alloy copings fabricated by new manufacturing techniques and alloy systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(3), 393-399.

Kruth, J. P. Froyen, L., Van Vaerenbergh, J. Mercelis, P. & Rombouts, M. Lauwers, B. (2004). Selective laser melting of iron-based powder. *Journal of Materials Processing Technology*, 149, 616–622.

Lin, L. Fang, Y. Liao, Y. Chen, G. Gao, C. Zhu, P. (2019). 3D Printing and Digital Processing Techniques in Dentistry: A Review of Literature. *Advanced Engineering Materials*, 1801013.

Löber, L. Schimansky, F. P. Kühn, U. Pyczak, F. Eckert, J. (2014). Selective laser melting of a beta-solidifying TiNi-B1 titanium aluminide alloy. *Journal of Materials Processing Technology*, 214, 1852–1860.

Lu, Y. Wu, S. Gan, Y. et al. (2015). Investigation on the microstructure, mechanical property and corrosion behavior of the selective laser melted CoCrW alloy for dental application. *Materials Science and Engineering: C Materials for Biological Applications*, 49, 517–525.

Mace, A., Khullar, P., Bouknight, C., & Gilbert, J. L. (2022). Corrosion properties of low carbon CoCrMo and additively manufactured CoCr alloys for dental applications. *Dental Materials*, 38(7), 1184-1193.

Mai, H. N. Kwon, T. Y. Hong, M. H. Lee, D. H. (2018). Comparative study of the fit accuracy of full-arch bar frameworks fabricated with different presintered cobalt-chromium alloys. *BioMed Research International*, 2018, 1962514.

Mantrala, K. M. Das, M., Balla, V. K. Rao, C. S., Kesava Rao, V. V. S. (2015). Additive manufacturing of Co-Cr-Mo alloy: influence of heat treatment on microstructure, tribological, and electrochemical properties. *Frontiers of Mechanical Engineering*, 1(2).

Manu, S. Rathee, S. Patel, V. Kumar, A. Koppad, P. G. (2022). A review of various materials for additive manufacturing: Recent trends and processing issues. *Journal of Materials Research and Technology*, 21, 2612-2641.

Marta-León, Özcan, M. (2017). Additive Manufacturing Technologies Used for 3D Metal Printing in Dentistry. *Dental Restorative Materials*. Published online: 24 August 2017. 2-11

Andersson, M., Razzoog, M. E., Oden, A., Hegenbarth, E. A., Lang, B. R. (1998). PROCERA: A New Way to Achieve an All-Ceramic Crown. *Quintessence International*, 29(5).

Min Hong, H., Lee, D.H., Hanawa, T. Kwon, T.Y. (2022). Comparison of microstructures and mechanical properties of 3 cobalt-chromium alloys fabricated with soft metal milling technology. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 127(3), 489-496

Monteiro de Araújo, G., Bernardo de França, D. G., Silva-Neto, J. P., & Seabra Barbosa, G. A. (2015). Passivity of Conventional and CAD/CAM Fabricated Implant Frameworks. *Brazilian Dental Journal*, 26(3), 277-283.

Mörmann, W.H., Schug, J. (1997). Grinding precision and accuracy of fit of CEREC 2 CAD-CIM inlays. *Journal of the American Dental Association*, 128(1), 47-53.

Mörmann, W. H. (2004). The origin of the CEREC method: A personal review of the first 5 years. *International Journal of Computerized Dentistry*, 7(1), 11-24.

Revilla-León, M., Meyer, M. J. , Özcan, M. (2019). Metal additive manufacturing technologies: Literature review of current status and prosthodontic applications. *International Journal of Computerized Dentistry*, 22(1), 55–67.

Mueller, T. (1995), Stereolithography-based prototyping: case histories of applications in product development. *Northcon-Conference Record, Proceedings of the 1995 IEEE Technical Applications Conference and Workshops, NORTHCON '95*, Portland, OR, USA, 10–12 October (Piscataway, NJ, USA: IEEE), pp. 305–309.

Murr, L. E., Martinez, E., Hernandez, J., Collins, S., Amato, K. N., Gaytan, S. M., Shindo, P. W. (2012). Microstructures and properties of 17–4 PH stainless steel fabricated by selective laser melting. *Journal of Materials Research and Technology*, 1, 167–177.

Murr, L., & Gaytan, S. (2010). Electron Beam Melting. In *\*Comprehensive Materials Processing\**, Volume 10 (pp. University of Texas at El Paso, El Paso, TX, USA).

Mustafa, K. Salur, E.& Canli, E. Aslan, A.& Gupta, M. K. & Krolczyk, G. M. Xu, J. (2023). A state of the art on surface morphology of selective laser-melted metallic alloys. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 127, 1103–1142.

Myszka, D., Skrodzki, M. (2016). Comparison of Dental Prostheses Cast and Sintered by SLM from Co-Cr-Mo-W Alloy. *Archives of Foundry Engineering*, 16, 201–207.

Nadine Freifrau von Maltzahn, Bernhard, F. Kohorst, P. (2020). Fitting accuracy of ceramic veneered Co-Cr crowns produced by different manufacturing processes. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 12, 100-106.

Najjar, E. M. (2020). Metal Additive Manufacturing for Fixed Dental Prostheses. *Electronic Thesis and Dissertation Repository*, 7123.

Nd:YAG Laser. <https://circuitglobe.com/ndyag-laser.html>

Negm, E. E. & Aboutaleb, F. A., Alam-Eldein, A. M. (2019). Virtual evaluation of the accuracy of fit and trueness in maxillary poly(etheretherketone) removable partial denture

frameworks fabricated by direct and indirect CAD/CAM techniques. *Journal of Prosthodontics*, 28, 804-810.

Padrós, R., Giner-Tarrida, L., Gil, F., [additional author(s)] (2020). Corrosion resistance and ion release of dental prosthesis of COCR obtained by CAD-CAM milling, casting and laser sintering. *Medicine, Materials Science*, 10(6),827-836)

Gokuldoss, P.K., Kolla, S. Eckert, J. (2017). Additive manufacturing processes: Selective laser melting, electron beam melting and binder jetting-selection guidelines. *Materials (Basel)*, 10(6).

Posselt, A., Kerschbaum, T. (2003). Longevity of 2328 chairside Cerec inlays and onlays. *International Journal of Computerized Dentistry*, 6, 231-248.

Prashanth, K. G., Scudino, S., Eckert, J. (2017). Defining the tensile properties of Al-12Si parts produced by selective laser melting. *Acta Materialia*, 126, 25–35.

Prashanth, K. G., Shakur Shahabi, H., Srivastava, V. C., Ellendt, N., Uhlenwinkel, V., Eckert, J., Scudino, S. (2015). Production of high strength Al85Nd8Ni5Co2 alloy by selective laser melting. *Additive Manufacturing*, 6, 1–5.

Prashanth, K. G., Sri Kolla, Jürgen Eckert. (2017). Additive Manufacturing Processes: Selective Laser Melting, Electron Beam Melting and Binder Jetting—Selection Guidelines. *Materials*, 10, 672.

Williams, R.,J. Bibb, R. Rafik, T. (2004)a. A technique for fabricating patterns for removable partial denture frameworks using digitized casts and electronic surveying. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(1), 86.

Williams, R., J. Bibb, R. Eggbeer, D. Collis, J. (2006) b. Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 96(2),96-99

Ruse, N. D., Sadoun, M. J. (2014). Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *Journal of Dental Research*, 93(12), 1232-1234.



Serra-Prat, J. Cano-Batalla, J. Cabratosa-Termes, J. & Figueras-Àlvarez, O. (2014). Adhesion of dental porcelain to cast, milled, and laser-sintered cobalt-chromium alloys: Shear bond strength and sensitivity to thermocycling. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(3), 600–605.

Shiomi, M. Osakada, K. Nakamura, K. Yamashita, T. Abe, F. (2004). Residual stress within metallic model made by selective laser melting process. *CIRP Annals*, 53, 195–198.

Sintron instruction booklet διαθεσιμο στον ιστότοπο :

<https://manualzz.com/doc/en/25394881/amann-girrbach-ceramill-sintron-multi-instructions-for-use>

Sohini, C. Yadaiah, N. Prakash, C. Ramakrishna, S. Dixit, S. Gupta, L. R. Buddhi, D. (2022). Laser powder bed fusion: a state-of-the-art review of the technology, materials, properties & defects, and numerical modelling. *Journal of Materials Research and Technology*, 20, 2109-2172.

Strasser, T. Preis, V. Behr, M. Rosentritt, M. (2018). Roughness, surface energy, and superficial damages of CAD/CAM materials after surface treatment. *Clinical Oral Investigations*, 22(8), 2787-2797.

Sun Y (2020) High-temperature oxidation behavior and mechanism of Inconel 625 super-alloy fabricated by selective laser melting. *Opt Laser Technol* 132:106509

Sun Y (2017). Powder Bed Fusion processes. An overview. RMIT University, Centre for Additive Manufacturing, Melbourne, VIC Australia.

Taggart, W. H. (1907). The cast inlay. *Dental Register*, Chicago, 600-605.

Taiseer , A. (2020). Materials in digital dentistry—A review. *Journal of Esthetic Restorative Dentistry*, 32, 171–181.

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. *Journal of Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 21, 67-76.

- Takashi, M. Hotta, Y. & Kunii, J. & Kuriyama, S. Tamaki, Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal*, 28(1), 44-56.
- Tejas, G. Shetty, S. Shetty, N. Shetty, D. (2019 ). A review on metallic dental materials and its fabrication techniques. *International Journal of Mechanical and P Engineering Research and Development*, 9(5),491-510
- Tamac, E., Toksavul, S., Toman, M. (2014). Clinical marginal and internal adaptation of CAD/CAM milling, laser sintering, and cast metal ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112, 909–913.
- Thomas, B. Fritzler, W. Galura, F. Hartmann, F. Kocherscheidt, A. Lindigkeit, J. Schneiderbanger, T. Winter, H.-U. (2015). Remanium: The alloy. A success story since 1935.
- Tjan, A. H., Li, T.& Logan, G. I. Baum, L. (1991). Marginal accuracy of complete crowns made from alternative casting alloys. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 66, 157-164.
- Torabi, K. Farjood, E. Hamedani, S. (2015). Rapid prototyping technologies and their applications in prosthodontics, a review of literature. *Journal of Dentistry, Shiraz University of Medical Sciences*, 16, 1–9.
- Tuna, S. H., Karaca, E., Aslan, İ., Pekkan, G., Pekmez, N. Ö. (2020). Evaluation of corrosion resistance of Co-Cr alloys fabricated with different metal laser sintering systems. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 12(3), 114–123.
- Ucar, Y., Akova, T., Akyil, M. S., Brantley, W. A. (2009). Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique: laser-sintered Co-Cr crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 102, 253–259.
- Umer ,B.I. Aslam, K. Nadim, R. (2015). A review on CAD CAM in dentistry. *Journal of Pakistanian Dental Association*, 24(3),112-116
- Van Noort, R. (2012). The future of dental devices is digital. *Dental Materials*, 28(1), 3-12.

Vijay Venkatesh K Vidyashree NV. (2013). Direct metal laser sintering: a digitised metal casting technology. *Journal of Indian Prosthodontic Society.*, 13, 389–392.

Vojdani, M. Torabi, K. & Atashkar, B. Heidari, H. & Torabi Ardakani, M. (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). *Journal Dentistry (Shiraz)\**, 17(4), 301-308.

Ryan, V. CNC WORK - AN INTRODUCTION. Διαθέσιμο στον ιστότοπο:

<https://technologystudent.com/cam/cnc1.htm>

Werner, H. Mormann (2006). The evolution of the CEREC system. *Journal of American Dental Association*, 137(3), 7-13

What Is CNC?(2018) Διαθέσιμο στον ιστότοπο:

<https://www.tramarindustries.com/2021/03/08/what-is-cnc/>

Witkowski, S. (2005). CAD-/CAM in dental technology. *Quintessence Dental Technology*, 28, 169–184.

Xu, X., Meteyer, S. Perry, N. Zhao, Y.F. (2014). Energy consumption model of binder-jetting additive manufacturing processes. *International Journal Proceeding Research*, 53, 7005–7015.

Yadroitsev, I. Yadroitsau, I. Yadroitsev, I. (2009). Selective laser melting: Direct manufacturing of 3D-objects by selective laser melting of metal powders. LAP LAMBERT Academic Publishing.

Yap, C. Y. & Chua, C. K. & Dong, Z. L. Liu, Z. H. Zhang, D. Q. Loh, L. E. Sing, S. L. (2015). Review of selective laser melting: Materials and applications. *Applied Physics Reviews*, 2, 041101.

Zeng, L. Xiang, N. Wei, B. (2014). A comparison of corrosion resistance of cobalt-chromium-molybdenum metal ceramic alloy fabricated with selective laser melting and traditional processing. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112, 1217–1224.

Zhang S et al (2013) Cracking behavior and formation mechanism of TC4 alloy formed by selective laser melting. *J Mech Eng* 49(23):21–27

Zhao C et al (2017) Real-time monitoring of laser powder bed fusion process using high-speed X-ray imaging and diffraction. *Scientific Reports* 7(1):1–11

Zhou X et al (2015) 3D-imaging of selective laser melting defects in a Co–Cr–Mo alloy by synchrotron radiation micro-CT. *Acta Mater* 98:1–16

Zimmermann, M. Ender, A. Egli, G. Özcan, M. Mehl, A. (2018). Fracture load of CAD/CAM-fabricated and 3D-printed composite crowns as a function of material thickness. *Clinical Oral Investigations*, 27, 1-8.



