



# **ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ**

**ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ ΚΑΙ ΠΡΟΝΟΙΑΣ**

**ΤΜΗΜΑ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ**

**ΤΟΜΕΑΣ ΟΔΟΝΤΙΚΗΣ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ**

**ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ**

**«ΣΥΓΧΡΟΝΗ ΠΡΟΣΘΕΤΙΚΗ ΟΔΟΝΤΙΚΗΣ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ»**

**«Οι μηχανικές ιδιότητες των σκελετών των μερικών  
οδοντοστοιχιών που κατασκευάζονται με τη μέθοδο SLM»**

**ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ**

**ΟΝΟΜΑΤΕΠΩΝΥΜΟ ΦΟΙΤΗΤΗ: ΟΡΦΑΝΟΥ ΑΙΚΑΤΕΡΙΝΗ**

**ΑΜ: 21010**

**ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ: ΠΡΟΜΠΟΝΑΣ ΑΝΤΩΝΙΟΣ**

**ΑΘΗΝΑ 2024**



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

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

**“The mechanical properties of RDP frameworks fabricated by  
selective laser melting.”**

**Master’s Thesis**

CANDIDATE NAME: **ORFANOU AIKATERINI**

AM: 21010

SUPERVISOR: **PROBONAS ANTONIOS**

ATHENS 2024

Σήμερα 20/04/2024 έγινε παρουσίαση της Μεταπτυχιακής Διπλωματικής Εργασίας της μεταπτυχιακής φοιτήτριας Ορφανού Αικατερίνης με ΑΜ 21010 ενώπιον της κάτωθι εξεταστικής επιτροπής

<b>ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ</b>	<b>ΥΠΟΓΡΑΦΗ</b>
ΠΡΟΜΠΟΝΑΣ ΑΝΤΩΝΙΟΣ, ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ	
ΓΙΑΝΝΙΚΑΚΗΣ ΣΤΑΥΡΟΣ, ΚΑΘΗΤΗΤΗΣ	
ΓΑΛΙΑΤΣΑΤΟΣ ΑΡΙΣΤΕΙΔΗΣ, ΑΝΑΠΛΗΡΩΤΗΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ	

## **ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗΣ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ**

Η κάτωθι υπογεγραμμένη Ορφανού Αικατερίνη με αριθμό μητρώου 21010 φοιτήτρια του Προγράμματος Μεταπτυχιακών Σπουδών Σύγχρονη Προσθετική Οδοντικής Τεχνολογίας του Τμήματος Βιοϊατρικών επιστημών της Σχολής Επιστημών Υγείας και Πρόνοιας του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, δηλώνω ότι: «Είμαι συγγραφέας αυτής της μεταπτυχιακής εργασίας και ότι κάθε βοήθεια την οποία είχα για την προετοιμασία της, είναι πλήρως αναγνωρισμένη και αναφέρεται στην εργασία. Επίσης, οι όποιες πηγές από τις οποίες έκανα χρήση δεδομένων, ιδεών ή λέξεων, είτε ακριβώς είτε παραφρασμένες, αναφέρονται στο σύνολό τους, με πλήρη αναφορά στους συγγραφείς, τον εκδοτικό οίκο ή το περιοδικό, συμπεριλαμβανομένων και των πηγών που ενδεχομένως χρησιμοποιήθηκαν από το διαδίκτυο. Επίσης, βεβαιώνω ότι αυτή η εργασία έχει συγγραφεί από μένα αποκλειστικά και αποτελεί προϊόν πνευματικής ιδιοκτησίας τόσο δικής μου, όσο και του Ιδρύματος. Παράβαση της ανωτέρω ακαδημαϊκής μου ευθύνης αποτελεί ουσιώδη λόγο για την ανάκληση του πτυχίου μου».

Η Δηλούσα





# Περιεχόμενα

Περιεχόμενα.....	vi
Κατάλογος Εικόνων.....	ix
Κατάλογος Πινάκων.....	xii
Ευχαριστίες.....	xiii
Πρόλογος.....	1
Περίληψη.....	2
Summary.....	3
Εισαγωγή – Σκοπός.....	4
<b>ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ.....</b>	<b>6</b>
<b>1. Μερικές Οδοντοστοιχίες.....</b>	<b>7</b>
1.1. Ορισμός – Τα μέρη της μερικής οδοντοστοιχίας.....	7
1.1.1. Μείζονας συνδετήρας.....	8
1.1.2. Ελάσσονες συνδετήρες.....	11
1.1.3. Πλέγμα συγκράτησης.....	11
1.1.4. Συγκρατητικά στοιχεία.....	12
1.2 Κατηγορίες μερικών οδοντοστοιχιών.....	13
1.3 Υλικά κατασκευής μερικών οδοντοστοιχιών.....	14
<b>2. Ιδιότητες Κραμάτων Co-Cr.....</b>	<b>16</b>
2.1 Δομή κραμάτων Co-Cr και πορώδες.....	16
<b>3. Ψηφιακές Τεχνικές.....</b>	<b>21</b>
3.1. Αφαιρετικές τεχνικές (Milling).....	22
3.2. Προσθετικές τεχνικές.....	24
3.2.1. Πολυμερισμός με δεξαμενή.....	27
3.2.2 Μοντελοποίηση με εναπόθεση τηγμένου υλικού (Fused Deposition Modeling, FDM).....	30
3.2.3. Διαδικασία εκτόξευσης με συνδετικό υλικό (Inkjet printing).....	31
3.2.4 Εκτόξευση υλικού (Polyjet ή Multijet).....	32
3.2.5 Εκτόξευση συνδετικού υλικού (Binder Jetting).....	34
3.2.6. Σύντηξη σκόνης σε κλίνη (Powder bed fusion, PBF).....	34
3.2.7. Ελασματοποίηση φύλλων (Sheet Lamination).....	36

3.2.8. Μέθοδος του Laser ξηράς διαμόρφωσης (LENS-Laser Engineering Net Shaping).....	37
3.3. Μέθοδοι κατασκευής σκελετών μ.ο. με ψηφιακή τεχνολογία.....	38
<b>ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ</b> .....	46
Διερεύνηση Βιβλιογραφίας.....	47
<b>4. Επιλεκτική Τήξη ή Σύντηξη με Laser ή με δέσμη ηλεκτρονίων</b> .....	48
4.1. Επιλεκτική τήξη δέσμης ηλεκτρονίων (SEBM-Selective Electron Beam Melting) .....	48
4.2. Επιλεκτική πυροσυσσωμάτωση με λέιζερ (SLS).....	49
4.3. Επιλεκτική τήξη με λέιζερ (SLM).....	50
4.4. Άμεση πυροσυσσωμάτωση με λέιζερ (DMLS) .....	52
4.5. Παράμετροι που επηρεάζουν την ποιότητα (επαναληψιμότητα / αναπαραγωγιμότητα) των κατασκευών με την τεχνική PBF (Powder Bed Fusion) .....	53
4.5.1. Παράμετροι που επιδρούν κατά την προ-επεξεργασία της κατασκευής.....	54
4.5.2. Παράμετροι που επιδρούν κατά την επεξεργασία της κατασκευής.....	55
4.5.3. Παράμετροι που επιδρούν μετά την επεξεργασία της κατασκευής.....	56
<b>5. Ψηφιακοί σκελετοί</b> .....	57
5.1. Σκελετοί Κοβαλτίου – Χρωμίου .....	57
5.2. Σκελετοί τιτανίου.....	59
5.3. Σκελετοί πολυοξυμεθυλενίου (POM).....	60
5.4. Σκελετοί από πολυαμίδιο .....	63
5.5. Σκελετοί από πολυμερή αρυλ-κετόνης (AKP).....	64
5.6. Σκελετοί από πολύ αιθέροαιθέροκετόνη .....	66
<b>6. Ιδιότητες των σκελετών των κατασκευασμένων με την μέθοδο SLM</b> .....	69
6.1. Μηχανικές ιδιότητες σκελετών Μ.Ο. με τη μέθοδο SLM:Συσχέτιση με την μεταλλογραφική δομή .....	69
6.2. Θερμική επεξεργασία.....	83
6.3 Μεταλλογραφική δομή και πορώδες στην τεχνολογία SLM.....	87
6.4. Τραχύτητα σκελετών Co-Cr (επιφανειακές).....	92
6.5. Βιοσυμβατότητα (βιολογικές) και διάβρωση (χημικές ιδιότητες) των σκελετών των κατασκευασμένων με SLM.....	96
6.6. Ακρίβεια και συγκράτηση .....	105
<b>7. Συζήτηση</b> .....	109

Συμπεράσματα.....	115
<b>8. Προτάσεις για μελλοντική έρευνα.....</b>	<b>117</b>
Βιβλιογραφία .....	119
Παράρτημα .....	135
Χάρτης Βιβλιογραφίας.....	135



## Κατάλογος Εικόνων

<b>Εικόνα 1.</b> Κατηγορίες κρυσταλλικών πλεγμάτων Co-Cr. ....	16
<b>Εικόνα 2.</b> Διάγραμμα ισορροπίας φάσεων κοβαλτίου – χρωμίου.....	17
<b>Εικόνα 3.</b> Επιδράσεις των κραματικών στοιχείων.....	18
<b>Εικόνα 4.</b> Μορφολογίες κατακρημνισμάτων στα κράματα Co-Cr: (a) σ-φάση (χονδροειδής μορφολογία), (b) χ-φάση (χονδροειδής μορφολογία), (c) η-φάση (χονδροειδής μορφολογία), (d) π-φάση (χονδροειδής μορφολογία), (e) τύπου M23X6 (χονδροειδής μορφολογία), (f) τύπου M23X6 (αστεροειδείς μορφολογία με ραβδώσεις, (g) τύπου M7X3 (αστεροειδείς μορφολογία με περίπλοκες μικροδομές), (h) τύπου M2X (μορφολογία πλακοειδούς κυτταρικής αποικίας). ....	20
<b>Εικόνα 5.</b> Αναπαράσταση των κινήσεων των πέντε αξόνων. ....	23
<b>Εικόνα 6.</b> Συσκευή SLA.....	27
<b>Εικόνα 7.</b> Αναπαράσταση της μεθόδου DLP .....	29
<b>Εικόνα 8.</b> Συσκευή FDM.....	30
<b>Εικόνα 9.</b> Διάταξη εκτυπωτή Inkjet.....	31
<b>Εικόνα 10.</b> Σχηματική αναπαράσταση της παραγωγής Polyjet/Multijet.....	33
<b>Εικόνα 11.</b> Συσκευή PBF.....	35
<b>Εικόνα 12.</b> Σχηματική παράσταση της διαδικασίας SLM για τη κατασκευή μεταλλικού σκελετού M.O.....	38
<b>Εικόνα 13.</b> Εικόνες με τους σκελετούς M.O. μετά της διαδικασία SLM <sup>13</sup> .....	39
<b>Εικόνα 14.</b> Υβριδική διαδικασία κατασκευής.....	40
<b>Εικόνα 15.</b> Η μέθοδος κοπής δυο σταδίων για την υβριδική τεχνική.....	42
<b>Εικόνα 16.</b> Α) Εκμαγείο πολυουρεθάνης. Β) Σχεδιασμός σκελετού.....	44
<b>Εικόνα 17.</b> Α) Ο σκελετός στο εκμαγείο πολυουρεθάνης. Β) Ο σκελετός στη στοματική κοιλότητα. ....	45
<b>Εικόνα 18.</b> Σχηματική παράσταση της τεχνικής SLM.....	51
<b>Εικόνα 19.</b> Σχηματική παράσταση της τεχνικής DMLS <sup>0</sup> .....	52
<b>Εικόνα 20.</b> Στις εικόνες a, b, φαίνεται το δοκίμιο με τη τεχνική της χύτευσης που παρουσιάζει δευτερογενείς φάσεις με διάφορες κατευθύνσεις ενώ στην εικόνα c, το δοκίμιο SLM παρουσιάζει ομοιογενή δομή. ....	70
<b>Εικόνα 21.</b> Μικροδομή και μηχανικές ιδιότητες του κράματος Co-Cr, με τρεις διαφορετικές τεχνικές CAD/CAM συγκριτικά με τη συμβατική τεχνική.....	71
<b>Εικόνα 22.</b> Σύγκριση μεταξύ των ιδιοτήτων τεσσάρων κραμάτων Co-Cr. ....	72

<b>Εικόνα 23.</b> Εικόνες μεταλλογραφικού μικροσκοπίου. (a), (b) εικόνες δοκιμίων με τη τεχνική SLM σε οριζόντια και κάθετη κατεύθυνση και (c) εικόνες με τη συμβατική τεχνική (cast).....	73
<b>Εικόνα 24.</b> Τα διαγράμματα των μηχανικών ιδιοτήτων των κραμάτων Co-Cr με τις τεχνικές χύτευσης, κοπής και SLM.....	75
<b>Εικόνα 25.</b> Σχηματική παράσταση της σχέσης προσανατολισμού των κόκκων και των ορίων της δεξαμενής τήγματος που εξαρτάται από τη διεύθυνση δόμησης και τη διεύθυνση ανάπτυξης δομής. ....	77
<b>Εικόνα 26.</b> Σχηματική απεικόνιση των προσανατολισμών των δοκιμίων στην πλάκα βάσης: (α) TL0, (β) TL45, (γ) TL90, (δ) FL0, (ε) FL45 και (στ) FL90.....	78
<b>Εικόνα 27.</b> Αντιπροσωπευτικές εικόνες ηλεκτρονικού μικροσκοπίου σάρωσης. (a) FL0, (b) FL45, (c) FL90 υψηλής μεγέθυνσης, (d) FL90 χαμηλής μεγέθυνσης.....	80
<b>Εικόνα 28.</b> Το επίπεδο xy και το επίπεδο yz αντιπροσωπεύουν τα επίπεδα που είναι κάθετα και παράλληλα στη διεύθυνση κατασκευής αντίστοιχα. ....	83
<b>Εικόνα 29.</b> Εικόνες οπτικού μικροσκοπίου(a) xy-plane (b) yz-plane and SEM images in (c) xy-plane (d) yz-plane of as-built SLM CoCrMo. ....	83
<b>Εικόνα 30.</b> Εικόνες ηλεκτρονικού μικροσκοπίου.....	78
<b>Εικόνα 31.</b> Εικόνες θραυστογραφίας μετά τη δοκιμασία του εφελκυσμού.....	80
<b>Εικόνα 32.</b> Εικόνες από Confocal Laser scanning microscopy. ....	83
<b>Εικόνα 33.</b> Τα διαγράμματα των μηχανικών ιδιοτήτων των θραυσμένων δοκιμίων κάτω από διαφορετικές θερμικές επεξεργασίες. ....	86
<b>Εικόνα 34.</b> Εικόνα ηλεκτρονικού μικροσκοπίου (A) SLM, (B) Milling, (C) Casting. ....	87
<b>Εικόνα 35.</b> Εικόνα EBSD του χυτού Co-Cr και του SLM κράματα Co-Cr. (A) Αντίστροφη εικόνα πόλου (IPF) χάρτης, (B) χάρτης ορίων κόκκων (GB), και (C) Χάρτης μέσου αποπροσανατολισμού πυρήνα (KAM) του χυτού κράματος Co-Cr, (D) χάρτης GB, (E) χάρτης GB, (F) Χάρτης KAM τ.....	89
<b>Εικόνα 36.</b> Μικροδομή και επιφανειακές ατέλειες των δειγμάτων κοπής με CAD/CAM: α) σημάδια κατεργασίας και β) ισαξονικοί κόκκοι με δίδυμα στο εσωτερικό τους.....	90
<b>Εικόνα 37.</b> Εικόνα ηλεκτρονικού μικροσκοπίου σάρωσης (A) Χυτό Co-Cr, (B) SLM Co-Cr.....	92
<b>Εικόνα 38.</b> Εικόνες SEM της εσωτερικής επιφάνειας του βραχίονα του αγκίστρου. (α) FL0, (β) FL45 και (γ) FL90 είναι εικόνες εμπρόσθιας όψης, ενώ (δ) FL0, (ε)	

FL45 και (στ) FL90 είναι εικόνες πλευρικής όψης. OS: εξωτερική επιφάνεια- IS: εσωτερική επιφάνεια. ....	93
<b>Εικόνα 39.</b> Μικροδομές των δοκιμίων SLM και των δοκιμίων από χυτό κράμα. Εικόνες CLSM των (α) TL0, (β) TL45 και (γ) TL90. Εικόνες SEM των (δ) TL0, (ε) TL45, (στ) TL90, (ζ) TL90: χαμηλότερης μεγέθυνσης των (στ), (η) TCP και (θ) TCI. ....	94
<b>Εικόνα 40.</b> (α) Επιπτώσεις της διάβρωσης σε κράμα και (b) επιπτώσεις στους γύρω ιστούς.....	97
<b>Εικόνα 41.</b> Σχηματική παράσταση της πειραματικής διαδικασίας. ....	99
<b>Εικόνα 42.</b> Εικόνες SEM κυττάρων L-929 μετά από καλλιέργεια σε δείγματα CAST για 3 ημέρες (a-c) και 5 ημέρες (g-i), και σε δείγματα SLM για 3 ημέρες (d-f) και 5 ημέρες (j-l). Οι εικόνες που λαμβάνονται σε μεγαλύτερη μεγέθυνση προέρχονται από τις περιοχές που περικλείονται από τετράγωνο στις εικόνες που λαμβάνονται σε μικρότερη μεγέθυνση.....	100
<b>Εικόνα 43.</b> Κράμα Co Cr Mo (1280°C) μετά από ποτενσιοδυναμική δοκιμασία (SEM). ....	103
<b>Εικόνα 44.</b> Μορφολογία του MC-HT-Corr: (a) ×550, (b) ×2000, (c) ×2500. ....	104
<b>Εικόνα 45.</b> Μορφολογία του SM-HT-Corr: (a) ×550- (b) ×2000.....	104
<b>Εικόνα 46.</b> Διαστάσεις σε mm του πρωτότυπου μοντέλου σε γύψο.....	106

## Κατάλογος Πινάκων

Πίνακας 1. Ταξινόμηση προσθετικών τεχνικών (Alammar 2022) .....	26
Πίνακας 2. Παράμετροι διαδικασίας SLM.....	41
Πίνακας 3. Παράμετροι διαδικασίας κοπής.....	41
Πίνακας 4. Μηχανικές ιδιότητες.....	72
Πίνακας 5. Μηχανικές Ιδιότητες.....	78
Πίνακας 6. Μηχανικές Ιδιότητες.....	79
Πίνακας 7. Μηχανικές ιδιότητες.....	81
Πίνακας 8. Μηχανικές ιδιότητες.....	81
Πίνακας 9. Μηχανικές Ιδιότητες.....	77
Πίνακας 10. Μηχανικές ιδιότητες.....	81
Πίνακας 11. Μηχανικές Ιδιότητες.....	82
Πίνακας 12. Μηχανικές ιδιότητες.....	84
Πίνακας 13. Μηχανικές Ιδιότητες.....	85

## Ευχαριστίες

Με την περάτωση της παρούσας διπλωματικής εργασίας, αισθάνομαι την ανάγκη να ευχαριστήσω όλους όσους συνέβαλαν με οποιονδήποτε τρόπο στην εκπόνηση της ερευνητικής αυτής εργασίας.

Πρωτίστως, θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά τον επιβλέποντα Καθηγητή μου, κ. Προμπονά Αντώνιο, για τη βοήθεια και την καθοδήγηση που μου προσέφερε καθ' όλη τη διάρκεια αυτής της προσπάθειας, για την διεξαγωγή της διπλωματικής εργασίας.

Ευχαριστώ επίσης όλους τους καθηγητές του Μεταπτυχιακού Προγράμματος Σπουδών για την εξαιρετική συνεργασία προκειμένου να φτάσω πιο κοντά στον στόχο.

Ευχαριστώ ιδιαίτερω το εργαστήριο Dentech, για τη δυνατότητα να ολοκληρώσω δίπλα στην έμπειρη ομάδα του την πρακτική μου άσκηση. Ιδιαίτερη δε αναφορά θα ήθελα να κάνω στους επικεφαλής της ομάδας του εργαστηρίου κ.κ. Δημητρίου Λεωνίδα και Δημητρίου Άννα. Η εμπειρία τους, η άρτια εκπαίδευσή τους και το πάθος τους για την οδοντική τεχνολογία έκαναν την εκπαίδευση μου συναρπαστική.

Ευχαριστώ ακόμα τη φίλη, συνάδελφο και συμφοιτήτρια Νάση Δανάη για την συμπαράσταση και τις αμέτρητες ώρες που μοιραστήκαμε καθ' όλη τη διάρκεια του Μεταπτυχιακού Προγράμματος Σπουδών.

Τέλος, ευχαριστώ θερμά τον σύζυγό μου και τα παιδιά μου για την στήριξη και την ώθησή τους να «κερδίσω» ακόμα ένα στοίχημα με τον εαυτό μου.

Καμία προσπάθεια δεν ευδοκιμεί χωρίς αγάπη και αλληλοσεβασμό.

## Πρόλογος

Η παρούσα διπλωματική εργασία με θέμα «Οι μηχανικές ιδιότητες των μερικών οδοντοστοιχιών που κατασκευάζονται με τη μέθοδο SLM», εκπονήθηκε στα πλαίσια του Μεταπτυχιακού Προγράμματος Σπουδών του Τμήματος Οδοντικής Τεχνολογίας, της Σχολής Βιοϊατρικών Επιστημών του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής.

Αποφοίτησα από το τμήμα Οδοντικής Τεχνολογίας το 2001. Το τμήμα αυτό ήταν η πρώτη μου επιλογή στο μηχανογραφικό και δεν το μετάνιωσα. Το περιεχόμενο του προγράμματος σπουδών είναι υψίστης ποιότητας και βασίζομαι στις γνώσεις που έλαβα ακόμα και σήμερα.

Εργαζόμουν από το 1<sup>ο</sup> έτος της σχολής, γιατί ήθελα να ξεκινήσω να συλλέγω επαγγελματική εμπειρία καθώς από την εφηβική μου ηλικία είχα αποφασίσει να ακολουθήσω το επάγγελμα του οδοντικού τεχνολόγου. Η επιλογή να συνδυάζεις σπουδές με εργασία είναι ιδιαίτερα κουραστική, κατάφερα όμως να ολοκληρώσω το πρόγραμμα χωρίς καθυστέρηση. Τη γνώση και την εμπειρία που απέκτησα όλα αυτά τα χρόνια στην αγορά εργασίας, θέλησα να τη μεταφέρω και στους νέους επιστήμονες, γι' αυτό ξεκίνησα να εργάζομαι κάποιες ώρες ως ωρομίσθια στο ΠΑΔΑ. Μέσα από την εργασία ως συμβασιούχος στο ΠΑΔΑ ένιωσα την ανάγκη για περαιτέρω εξέλιξη και πήρα την απόφαση να φοιτήσω στο Μεταπτυχιακό Πρόγραμμα Σπουδών του Τμήματος Βιοϊατρικών Επιστημών «Σύγχρονη Προσθετική Οδοντικής Τεχνολογίας».

Το ΠΜΣ είναι ένα άρτια δομημένο Πρόγραμμα, εντατικό και αποτελεσματικό. Η διασύνδεση του Προγράμματος με εργαστήρια εξοπλισμένα με μηχανήματα τελευταίας τεχνολογίας είναι πολύ ισχυρή, πράγμα που μου έδωσε τη δυνατότητα να εξελιχτώ ακόμα περισσότερο στον κλάδο και μου έδωσε και την ιδέα να ασχοληθώ με το θέμα της παρούσης διπλωματικής. Κατά την πολυετή ενασχόλησή μου με την Οδοντική Τεχνολογία και ιδιαίτερα κατά την φοίτησή μου στο ΠΜΣ του Τομέα Οδοντικής Τεχνολογίας, μου δημιουργήθηκε έντονα το ενδιαφέρον να μελετήσω τις νέες τεχνολογίες CAD-CAM και ιδιαίτερα της προσθετικής μεθόδου SLM για τη κατασκευή σκελετών από κράμα Co-Cr.

## Περίληψη

Τα κράματα κοβαλτίου-χρωμίου (CoCr) είναι ευρέως γνωστά για τις βιοϊατρικές εφαρμογές τους λόγω των εξαιρετικών ιδιοτήτων τους. Η διαδικασία κατασκευής αυτών των κραμάτων είναι κρίσιμη και παίζει σημαντικό ρόλο στις μηχανικές και φυσικές ιδιότητες. Η σύντηξη σκόνης επί κλίνης (PBF) είναι ένας τύπος τεχνικής προσθετικής κατασκευής, η οποία περιλαμβάνει τη διαδικασία επιλεκτικής τήξης λέιζερ (SLM) ως μία από τις τεχνικές τρισδιάστατης εκτύπωσης που χρησιμοποιείται για την κατασκευή Co-Cr. Υπάρχουν διαφορετικές παράμετροι της διαδικασίας SLM που επηρεάζουν τις μηχανικές ιδιότητες των κατασκευών. Η παρούσα εργασία είναι η ανασκόπηση των διαφόρων παραμέτρων που επηρεάζουν το κατασκευασμένο με χρήση SLM σκελετό μερικής οδοντοστοιχίας (M.O.). Οι παράμετροι που ρυθμίζουν το λέιζερ (π.χ. ταχύτητα) είναι οι παράγοντες με τη μεγαλύτερη επιρροή στην πυκνότητα και τη σκληρότητα των κραμάτων Co-Cr που σχηματίζονται με τη τεχνική SLM. Διαπιστώθηκε από την βιβλιογραφική ανασκόπηση ότι οι μηχανικές ιδιότητες των κραμάτων Co-Cr που κατασκευάζονται με SLM είναι υψηλότερες σε σύγκριση με τα χυτά κράματα λόγω της πυκνής, συμπαγούς, ομοιογενούς και λεπτότερης μικροδομής που σχηματίζεται κατά τη διαδικασία SLM. Οι μηχανικές ιδιότητες των σκελετών των M.O. επηρεάζονται από τη μέθοδο κατασκευής, η οποία επηρεάζει τη μακροζωία της οδοντικής προσθετικής εργασίας. Παρόλο που οι σκελετοί που κατασκευάζονται με SLM συσσωρεύουν εύκολα υπολειπόμενες τάσεις λόγω της ταχείας θέρμανσης και ψύξης, γεγονός που επηρεάζει αρνητικά τις μηχανικές τους ιδιότητες, με τη βοήθεια της θερμικής κατεργασίας οι τάσεις αυτές εξαλείφονται. Σαν συμπέρασμα της εργασίας διαπιστώθηκε ότι η τεχνική SLM παρέχει οδοντιατρικές προσθετικές αποκαταστάσεις πιο γρήγορα και λιγότερο δαπανηρά χωρίς συμβιβασμούς στην ποιότητά τους σε σύγκριση με τις αποκαταστάσεις που παρασκευάζονται με τη συμβατική τεχνική χύτευσης.

## Summary

Cobalt-chromium alloys (Co-Cr) are widely known for their biomedical applications due to their excellent properties. The manufacturing process of these alloys is critical and plays an important role in the mechanical and physical properties. Powder bed fusion (PBF) is a type of additive manufacturing technique, which involves the selective laser melting (SLM) process as one of the 3D printing techniques used to fabricate frameworks from Co-Cr alloys. There are different parameters of the SLM process that affect the mechanical properties of the structures. The present review is to evaluate the different parameters affecting the SLM fabricated partial denture (PD) frameworks using SLM technique. The laser tuning parameters (e.g., speed) are the most influential factors on the density and hardness of Co-Cr alloys formed by the SLM technique. It was found from the literature review that the mechanical properties of Co-Cr alloys fabricated by SLM are higher compared to cast alloys due to the dense, compact, homogeneous and finer microstructure formed during the SLM process. The mechanical properties of M.O. frameworks are influenced by the fabrication method, which affects the longevity of the dental prosthetic work. Although frameworks fabricated by SLM easily accumulate residual stresses due to rapid heating and cooling, which negatively affects their mechanical properties; with the help of heat treatment these stresses are eliminated. As a conclusion of the study, it was demonstrated that the SLM technique provides dental prosthetic restorations more quickly and less expensively without compromising their quality compared to restorations prepared by the conventional casting technique.



## Εισαγωγή – Σκοπός

Οι κινητές μερικές οδοντοστοιχίες αποτελούν μια οικονομική και αποδοτική θεραπεία για εκατομμύρια μερικώς νωδούς ασθενείς παγκοσμίως. Κατασκευάζονται κυρίως από κράματα κοβαλτίου-χρωμίου λόγω του χαμηλού κόστους αλλά και των εξαιρετικών μηχανικών ιδιοτήτων συγκριτικά με άλλα κράματα. Ωστόσο, παρουσιάζουν συχνά διάφορες επιπλοκές που οδηγούν σε αποτυχία της θεραπείας και δυσaréσκεια των ασθενών. Οι κύριοι λόγοι για τα προβλήματα αυτά είναι η ανεπαρκής ποιότητα του σκελετού καθώς και η έλλειψη ακριβών κατευθυντήριων γραμμών για τον σχεδιασμό συγκρατητικών στοιχείων. Με τη βοήθεια της ψηφιακής τεχνολογίας η οποία έχει εξαπλωθεί ραγδαία στην οδοντιατρική, καθώς και τα συστήματα σχεδιασμού και κατασκευής με τη βοήθεια υπολογιστή (CAD-CAM) επεκτάθηκε η χρήση τους και στην κατασκευή σκελετών για κινητές μερικές οδοντοστοιχίες. Η συμβατική μέθοδος που χρησιμοποιεί την τεχνική χαμένου κεριού είναι πολύπλοκη και επιρρεπής σε παραμορφώσεις ως αποτέλεσμα, η ταχεία πρωτοτυποποίηση και η κοπή (milling) έχουν εμφανιστεί ως εναλλακτικές λύσεις για την ελαχιστοποίηση των σφαλμάτων και την επιτάχυνση της κατασκευής των σκελετών Μ.Ο. Οι σκελετοί με τις συγκεκριμένες μεθόδους έχουν αναφερθεί ότι έχουν κλινικά αποδεκτή ακρίβεια, συμβάλλοντας στη λειτουργικότητα και την ποιότητα των κατασκευών. Η επιλεκτική τήξη με λέιζερ (SLM), η οποία είναι μια μέθοδος προσθετικής κατασκευής, έχει χρησιμοποιηθεί για να ξεπεραστούν τα μειονεκτήματα της συμβατικής μεθόδου κατασκευής.

Τα κράματα κοβαλτίου-χρωμίου χρησιμοποιούνται για τη κατασκευή διαφόρων οδοντικών προσθέσεων λόγω του χαμηλού κόστους και των μηχανικών ιδιοτήτων σε σύγκριση με άλλα κράματα. Τα κράματα Co-Cr έχουν υψηλή αντοχή στη θερμοκρασία, τη διάβρωση και την κόπωση και εξαιρετική βιοσυμβατότητα. Όταν κατασκευάζονται με τις προσθετικές τεχνικές, είναι πιο ανθεκτικά στην παραμόρφωση, ευνοώντας την κατανομή των φορτίων σύγκλεισης μεταξύ των δοντιών και των υποστηρικτικών ιστών αυτή η έλλειψη παραμόρφωσης δικαιολογείται από την ομοιογένεια της μικροδομής σε σύγκριση με τη συμβατική μέθοδο. Η κατανόηση των μηχανικών ιδιοτήτων είναι απαραίτητη για την πρόληψη αστοχιών και βλαβών στα εξαρτήματα της κινητής μερικής οδοντοστοιχίας, καθώς και για την εξασφάλιση άριστης κλινικής απόδοσης από τους επαναλαμβανόμενους κύκλους τοποθέτησης και αφαίρεσης. Είναι γνωστό εξάλλου ότι η μέθοδος

κατασκευής του σκελετού έχει άμεση επίδραση στην δομική του συνέχεια, την παραμόρφωσή του υπό την επίδραση φορτίων και την εν γένει ποιότητά του αλλά και διάρκεια-πρόγνωση στο επιθετικό στοματικό περιβάλλον. Ως εκ τούτου, θα πρέπει να παρέχονται στοιχεία που εστιάζουν στις ιδιότητες και στους τύπους τεχνικών επεξεργασίας των σκελετών.

**Σκοπός** της παρούσας μελέτης είναι η συγκριτική μελέτη των μηχανικών ιδιοτήτων μεταξύ των σκελετών Co-Cr των Μ.Ο των κατασκευασμένων με τη τεχνική SLM και αυτών με τη συμβατική τεχνική τόσο σε επίπεδο υλικού όσο και σε επίπεδο μορφοποιημένου αντικειμένου δηλαδή όταν το κράμα Co-Cr παίρνει τη μορφή σκελετού μερικής οδοντοστοιχίας.

# **ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ**

# 1. Μερικές Οδοντοστοιχίες

## 1.1. Ορισμός – Τα μέρη της μερικής οδοντοστοιχίας

Μερικές οδοντοστοιχίες ονομάζονται οι κινητές προσθέσεις που κατασκευάζονται για να αντικαταστήσουν ένα ή περισσότερα φυσικά δόντια ή και όλα τα δόντια εκτός από ένα. Σκοπός της μερικής οδοντοστοιχίας είναι να συμπληρώσει τα ελλείποντα φυσικά δόντια στο φραγμό, να αποκαταστήσει τη διαταραχθείσα σύγκλειση, να αποκαταστήσει την αισθητική, τον έναρθρο λόγο, τη λειτουργία της μάσησης και να διατηρήσει την υγεία των ιστών του στόματος.

Τα μέρη από τα οποία αποτελείται μια κινητή μερική οδοντοστοιχία είναι ο μεταλλικός σκελετός, τα εφίππια ή ακρυλικές βάσεις και τα δόντια.

**Βάση** λέγεται το τμήμα ή τμήματα που καλύπτουν τη νωδή περιοχή της μερικής οδοντοστοιχίας σαν εφίππια και η οποία μπορεί να παρέχει στήριξη στην μερική οδοντοστοιχία. Πιο συγκεκριμένα η βάση μπορεί να προσφέρει στήριξη μόνο στις μικτά στηριζόμενες μερικές οδοντοστοιχίες (κατηγορίας Kennedy I και II) μεταφέροντας τις μασητικές δυνάμεις στον βλεννογόνο και μέσω αυτού στον υποκείμενο οστό.

Τα **τεχνητά δόντια** χρησιμεύουν για τη μάσηση της τροφής, για την αισθητική αποκατάσταση και για τη διατήρηση της κάθετης διάστασης σύγκλεισης. Χωρίζονται είτε με βάση το σχήμα τους, στα **ανατομικά δόντια**, στα **μη ανατομικά** και στα **λειτουργικά δόντια** με γωνία φύματος  $20^{\circ}$  είτε με βάση τα υλικά κατασκευής τους σε **κεραμικά** και σε **ακρυλικά**, με κυριότερα αυτά της ακρυλικής ρητίνης. Επιπλέον, με την εξέλιξη της τεχνολογίας εκτός από τα προκατασκευασμένα που αναφερθήκαν υπάρχουν και τα **ψηφιακά τεχνητά δόντια**, τα οποία κατασκευάζονται είτε με την τεχνική της κοπής ή της τρισδιάστατης εκτύπωσης.<sup>1</sup>

Ο **μεταλλικός σκελετός** αποτελείται από:

- μείζονες συνδετήρες
- ελάσσονες συνδετήρες
- πλέγμα συγκράτησης
- τα συγκρατητικά στοιχεία.

### **1.1.1. Μείζονας συνδετήρας**

Ο μείζονας συνδετήρας είναι το τμήμα της μερικής οδοντοστοιχίας που συνδέει σταθερά τα μέρη της πρόσθεσης που βρίσκονται στη μία πλευρά του τόξου με εκείνα της αντίθετης πλευράς. Είναι η μονάδα της μερικής οδοντοστοιχίας στην οποία συνδέονται άμεσα ή έμμεσα όλα τα άλλα μέρη ενώ δημιουργεί ένα σταθερό, σχετικά οριζόντιο υπόστρωμα για την υποδοχή των δυνάμεων, ενισχύοντας έτσι τη στήριξη προβάλλοντας αντίσταση στη μετατόπιση λόγω λειτουργικών καταπονήσεων.<sup>2,3</sup>

Ο μείζονας συνδετήρας μπορεί να συγκριθεί με το πλαίσιο ενός αυτοκινήτου ή με τα θεμέλια ενός κτιρίου. Μέσω του μείζονα συνδετήρα τα άλλα εξαρτήματα της μερικής οδοντοστοιχίας ενοποιοούνται και λειτουργούν αποτελεσματικά. Εάν ο μείζων συνδετήρας είναι εύκαμπτος εμφανίζει κινητικότητα, τότε και τα στοιχεία που συνδέονται μέσω του μείζονα συνδετήρα δεν λειτουργούν σωστά και θέτουν σε κίνδυνο την ασφάλεια της μερικής οδοντοστοιχίας καθώς δεν μεταφέρονται σωστά οι δυνάμεις στην επιφάνεια που έρχονται σε επαφή και μπορεί να αποβεί εις βάρος της άνεσης του ασθενούς. Ο μείζονας συνδετήρας θα χάσει την αντοχή του και η αστοχία αυτή μπορεί να εκδηλωθεί με τραυματική βλάβη στην περιοδοντική στήριξη των δοντιών-στηριγμάτων, αλλά και με τραυματισμό των υποκείμενων ιστών της νωδής περιοχής.<sup>2,3</sup>

#### **A) Μείζονες συνδετήρες της κάτω γνάθου**

Οι έξι τύποι των κύριων συνδέσμων της κάτω γνάθου περιλαμβάνουν τα ακόλουθα:

- a) Γλωσσική δοκός
- b) Γλωσσική πλάκα
- c) Υπογλώσσια δοκός
- d) Δοκός γλωσσικού φύματος (Kalsen)
- e) Τύπος οριζόντιας περιστρεφόμενης δοκού (Swinglock)
- f) Χειλική δοκός

Η γλωσσική δοκός και η γλωσσική πλάκα είναι οι πιο συνηθισμένοι μείζονες συνδετήρες που χρησιμοποιούνται στην κάτω γνάθο για κινητές μερικές οδοντοστοιχίες.

### **α. Γλωσσική δοκός**

Είναι ο πλέον χρησιμοποιούμενος συνδετήρας της κάτω γνάθου, η διατομή του είναι ημιαπιοειδής, η σχεδιάσή του απαιτεί επάρκεια χώρου από το έδαφος του στόματος μέχρι τα ελεύθερα ούλα, γι' αυτό βρίσκεται πάνω από τον μαλακό ιστό στο έδαφος του στόματος αλλά όσο το δυνατόν πιο κάτω της παρυφής των ελεύθερων ούλων. Σε περιπτώσεις έντονων εσοχών ή γλωσσικής απόκλισης των προσθίων δοντιών η χρήση του είναι δύσκολη.

Ο μείζονας συνδετήρας πρέπει να έχει τέτοιο περίγραμμα ώστε να μην παρουσιάζει αιχμηρά όρια, που εμποδίζουν τη λειτουργία της γλώσσας και να μην προκαλεί ερεθισμό ή ενόχληση με γωνιώδες σχήμα. Το άνω όριο ενός συνδετήρα γλωσσικής δοκού πρέπει να είναι κωνικό προς τον ουλικό ιστό, με το μεγαλύτερο όγκο του στο κάτω όριο, με αποτέλεσμα το περίγραμμα να έχει σχήμα ημιαπιοειδές και το άνω άκρο πρέπει να απέχει τουλάχιστον 2-3 mm από τα ελεύθερα ούλα. Ωστόσο, το κατώτερο όριο της γλωσσικής δοκού πρέπει να είναι ελαφρώς αποστρογγυλεμένο όταν ο σκελετός γυαλίζεται. Ένα αποστρογγυλεμένο όριο δεν θα προσκρούει στον γλωσσικό ιστό όταν η βάση των οδοντοστοιχιών περιστρέφεται προς τα κάτω υπό συγκλεισιακά φορτία, δεν θα εμποδίζει τη λειτουργία του εδάφους του στόματος και το γλωσσικό χαλινό.<sup>3</sup>

### **β. Γλωσσική πλάκα**

Η γλωσσική πλάκα πρέπει να είναι όσο το δυνατόν λεπτότερη από τεχνικής άποψης και πρέπει να έχει σχήμα που να ακολουθεί το περίγραμμα των δοντιών και των εσοχών. Το άνω όριο πρέπει να ακολουθεί τη φυσική καμπυλότητα των γλωσσικών επιφανειών των δοντιών και δεν πρέπει να βρίσκεται πάνω από το μεσαίο τρίτο της γλωσσικής επιφάνειας, εκτός από την κάλυψη των μεσοδόντιων διαστημάτων προς τα σημεία επαφής. Το κατώτερο όριο της πλάκας θα πρέπει να ακολουθεί το ημιαπιοειδές σχήμα που χαρακτηρίζει και τη γλωσσική δοκό, δηλαδή ο μεγαλύτερος όγκος της πλάκας να εντοπίζεται στο κατώτερο όριο.

### **γ. Υπογλώσσια δοκός**

Η υπογλώσσια δοκός μια ισχυρότερη και πιο στέρεη παραλλαγή της γλωσσικής δοκού. Η υπογλώσσια δοκός αποτελεί ουσιαστικά μια τροποποίηση της γλωσσικής δοκού, που έχει αποδειχθεί ότι είναι χρήσιμη όταν το ύψος του εδάφους του στόματος δεν επιτρέπει την τοποθέτηση του ανώτερου ορίου της δοκού τουλάχιστον 4 mm κάτω από το ελεύθερο όριο των ούλων. Το σχήμα της δοκού παραμένει ουσιαστικά το ίδιο με εκείνο της γλωσσικής δοκού, αλλά η τοποθέτηση

είναι πιο κάτω και πιο πίσω της συνήθους τοποθέτησης της γλωσσικής δοκού, βρίσκεται δε πάνω και παράλληλα με τον πρόσθιο έδαφος του στόματος.<sup>3</sup>

#### **δ. Δοκός γλωσσικού φύματος (δοκός Karlsen)**

Η συγκεκριμένη δοκός τοποθετείται είτε όταν υπάρχουν εξοστώσεις της κάτω γνάθου (tori mandibularis), είτε ανεπαρκές βάθος ουλογλωσσικής αύλακας, είτε δόντια με μειωμένη οστική στήριξη, είτε υπάρχει δυσανεξία στη γλωσσική δοκό. Σχεδιάζεται η γλωσσική επιφάνεια των προσθίων δοντιών, καλύπτοντας της περιοχή που περικλείεται μεταξύ των κοπτικών χειλών και των γλωσσικών φυμάτων τους. Έχει τη δυνατότητα να εφαρμοστεί σε προγομφίους, αφήνοντας ελεύθερη την αυχενική περιοχή της γλωσσικής επιφάνειας. Για να διαθέτει την απαραίτητη ακαμψία και αντοχή, πρέπει να έχει ελάχιστο ύψος 4 mm και πάχος 2.5 mm.

#### **ε. Τύπος οριζόντιας περιστρεφόμενης δοκού (Swinglock)**

Είναι μια κινητή δοκός που τοποθετείται στην ουλοχειλική αύλακα. Απαραίτητη προϋπόθεση για την εφαρμογή της είναι η ουλοχειλική αύλακα να έχει βάθος τουλάχιστον 6-8 mm. Τοποθετείται συνήθως σε δόντια με ανεπαρκή στήριξη ή σε δόντια στηρίγματα ως νάρθηκας σταθεροποίησης.<sup>1,4</sup>

#### **στ. Χειλική δοκός**

Εφαρμόζεται σε περιπτώσεις όπου τα δόντια μέχρι και τους προγομφίους έχουν μεγάλη χειλική απόκλιση. Στη κατασκευή της χρειάζεται ιδιαίτερη προσοχή για να μην ενοχλεί τον χειλικό χαλινό γι' αυτό πρέπει να είναι όσο το δυνατόν λεπτότερη και φαρδύτερη.

### **B) Μείζονες συνδετήρες άνω γνάθου**

#### **α. Υπερώια ζώνη**

Η υπερώια ζώνη ενδείκνυται σε μερικές οδοντοστοιχίες οδοντικής στήριξης (νωδότητα ΙΙΙης ομάδας κατά Kennedy) και σε νωδότητα μικρής έκτασης (έλλειψη προγομφίων και α' γομφίων). Το πλάτος κυμαίνεται από 8-10 mm, ενώ το πάχος στο πρόσθιο και οπίσθιο χείλος της είναι μικρό (0.5 mm), για να μην εμποδίζεται η κίνηση της γλώσσας και στο μέσο αυξάνεται έως 1.5 mm ώστε να έχει ακαμψία και ικανοποιητική αντοχή στη φόρτιση.

#### **β. Διπλή υπερώια δοκός ή ζώνη**

Η διπλή υπερώια δοκός πρέπει να είναι επίπεδη και βρίσκεται όσο το δυνατόν πιο πίσω, ώστε να αποφεύγεται η παρεμβολή με τη γλώσσα, αλλά μπροστά από το όριο σκληρής και μαλακής υπερώας. Το πλεονέκτημα αυτού του μείζονα συνδετήρα έγκειται στο γεγονός ότι το πρόσθιο και το οπίσθιο τμήμα ενώνονται

μεταξύ τους με διαμήκεις συνδέσμους σε κάθε πλευρά, οι οποίοι σχηματίζουν ένα τετράγωνο ή ορθογώνιο πλαίσιο και απέχουν από τα ελεύθερα ούλα 6-8 mm. Κάθε τμήμα στηρίζει το άλλο έναντι πιθανής ροπής και κάμψης. Η κάμψη είναι πρακτικά ανύπαρκτη. Το εύρος τους πρέπει να είναι 6-8 mm και το πάχος κυμαίνεται από 1-1.5 mm. Αυτό το είδος ενδείκνυται για τις περιπτώσεις νωδότητας I, II, IV κατά Kennedy.<sup>1,4</sup>

#### **γ. Υπερώιο πέταλο**

Ο συνδετήρας αυτός μοιάζει με πέταλο ίππου, ενδείκνυται σε περιπτώσεις όπου υπάρχουν υπερώιες εξοστώσεις που εντοπίζονται στο κεντρικό ή και οπίσθιο τμήμα της υπερώας και σε περιπτώσεις IV ομάδας κατά Kennedy, όπου πρέπει να προβλεφθεί η προσθήκη πλέγματος για την τοποθέτηση των προσθίων δοντιών. Σχεδιάζεται στο πρόσθιο τεταρτημόριο της υπερώας με ελάχιστο πλάτος 10 mm και απόσταση από τα ελεύθερα ούλα 6 mm.

#### **δ. Υπερώια πλάκα**

Ο συνδετήρας αυτός καλύπτει σχεδόν τη σκληρή υπερώα μέχρι το όριο της μαλακής υπερώας. Η κατασκευή της μειώνει σημαντικά την κατανομή των δυνάμεων στα δόντια στηρίγματα και παρέχει αυξημένη συγκράτηση, στήριξη, σταθερότητα και αντοχή. Έχει τη δυνατότητα μιας ομοιόμορφης λεπτής, μεταλλικής πλάκας που έχει τη δυνατότητα της πιστής αναπαραγωγής των ανατομικών στοιχείων της γνάθου. Αποτελεί ένδειξη εφαρμογής σε περιπτώσεις I, IIης ομάδας κατά Kennedy καθώς και σε δόντια με περιοδοντικά προβλήματα.

#### **1.1.2. Ελάσσονες συνδετήρες**

Οι ελάσσονες συνδετήρες είναι τα τμήματα της κινητής μερικής οδοντοστοιχίας που χρησιμεύουν ως σύνδεση μεταξύ του μείζονα συνδετήρα με τα άμεσα ή έμμεσα συγκρατητικά στοιχεία. Σχεδιάζονται ώστε να εφαρμόζονται στις όμορες επιφάνειες των δοντιών όταν συνδέονται με τα άγκιστρα, ενώ όταν συνδέονται με τα έμμεσα συγκρατητικά στοιχεία εφαρμόζονται στις μεσοδόντιες περιοχές, για να μην εμποδίζεται η κίνηση της γλώσσας.

#### **1.1.3. Πλέγμα συγκράτησης**

Το πλέγμα συγκράτησης είναι το τμήμα της κινητής οδοντοστοιχίας που αντιστοιχεί στις φατνιακές ακρολοφίες και αποτελεί προέκταση των μεγάλων



συνδετήρων πάνω σε αυτές. Παρέχει τη μηχανική συγκράτηση των ακρυλικών επιππίων με τα τεχνητά δόντια στο μεταλλικό σκελετό της μερικής οδοντοστοιχίας.

#### **1.1.4. Συγκρατητικά στοιχεία**

Η μερική οδοντοστοιχία λειτουργεί και συγκρατείται με τη βοήθεια των συγκρατητικών στοιχείων που εφαρμόζουν στα δόντια – στηρίγματα. Εξασφαλίζουν στη μερική οδοντοστοιχία σταθερότητα, συγκράτηση και στήριξη. Χωρίζονται σε δυο κατηγορίες, τα άμεσα και τα έμμεσα συγκρατητικά στοιχεία.

- Τα άμεσα συγκρατητικά στοιχεία εφαρμόζουν στα κύρια ή πρωτεύοντα δόντια στηρίγματα.
- Τα έμμεσα συγκρατητικά στοιχεία εφαρμόζουν σε δευτερεύοντα δόντια στηρίγματα.

**A) Τα άμεσα συγκρατητικά στοιχεία** διακρίνονται στις εξής κατηγορίες:

α. Τα άγκιστρα τα οποία αποτελούν έναν ασφαλή τρόπο επαφής της μερικής οδοντοστοιχίας με τα δόντια στηρίγματα, καθώς προκαλούν τις λιγότερες βλάβες στα δόντια στηρίγματα αλλά επίσης αποτελούν και μια οικονομική λύση αφού αποτελούν τμήμα του μεταλλικού σκελετού. Κάθε άγκιστρο χαρακτηρίζεται από τρία λειτουργικά στοιχεία, τη μασητική αντηρίδα ή εφαπτήρα, τον παρειακό βραχίονα και τον γλωσσικό βραχίονα.

β. Τους συνδέσμους ακριβείας οι οποίοι αποτελούν μηχανικά υποκατάστατα των συμβατικών άγκιστρων. Ως σύνδεσμος ακριβείας ορίζεται ένα μικρομηχανικό σύστημα, αποτελούμενο από δύο λειτουργικά τμήματα που εφαρμόζουν με ακρίβεια μεταξύ τους. Το ένα τμήμα του συνδέσμου προσαρμόζεται στη στεφάνη του στηρίγματος και το άλλο στη μερική οδοντοστοιχία, προσφέροντας σταθερότητα και συγκράτηση.

**B) Τα έμμεσα συγκρατητικά στοιχεία** προσφέρουν στην πρόσθεση επιπλέον στήριξη και σταθερότητα και τοποθετούνται συνήθως στα ελεύθερα άκρα της μερικής οδοντοστοιχίας. Η ύπαρξη των έμμεσων συγκρατητικών στοιχείων εξουδετερώνει την τάση περιστροφής της μερικής οδοντοστοιχίας καθώς τα ελεύθερα άκρα της μερικής οδοντοστοιχίας τείνουν να περιστρέφονται γύρω από έναν νοητό άξονα (άξονας υπομοχλίου), ο οποίος ορίζεται από τους εφαπτήρες των ακραίων δοντιών στηριγμάτων. Αυτή η κίνηση περιστροφής χαρακτηρίζεται από την απομάκρυνση των ελευθέρων άκρων της μ.ο. από τον βλεννογόνο με τη δράση κολλωδών τροφών.<sup>3,4</sup>

## 1.2 Κατηγορίες μερικών οδοντοστοιχιών

Η κατηγοριοποίηση των μερικών οδοντοστοιχιών προέκυψε από την αναγκαιότητα της διευκόλυνσης της επικοινωνίας μεταξύ οδοντιάτρων και οδοντικών τεχνολόγων για τον σωστό σχεδιασμό της αποκατάστασης. Έχουν προταθεί διάφορα συστήματα ταξινόμησης, με διαφορετικά κριτήρια, τα οποία συνοψίζονται ως εξής:

### ❖ Σύστημα Bailyn.

Σε αυτό το σύστημα η ταξινόμηση σχετίζεται με το αν η πρόσθεση στηρίζεται μόνο σε δόντια (οδοντικής στήριξης), μόνο στον βλεννογόνο (βλεννογόνιας στήριξης) ή και στα δύο (μικτής στήριξης).

### ❖ Σύστημα Kennedy.

Αυτό το σύστημα στηρίζεται στη σχέση νωδής περιοχής και παραμενόντων δοντιών. Έχει επικρατήσει η ταξινόμηση κατά Kennedy καθώς επιτρέπει άμεση και εύκολη ανάπτυξη μιας νοερής «εικόνας» κάθε περίπτωσης, διευκολύνει τη λογική προσέγγιση της σχεδίασης και υποδεικνύει τις σχεδιαστικές προσεγγίσεις. Η ταξινόμηση στηρίζεται στον εξαιρετικής σημασίας διαχωρισμό μεταξύ οδοντικά αφοριζόμενων νωδοτήτων (οδοντικής στήριξης μερικές οδοντοστοιχίες) και ελεύθερων άκρων (μικτής στήριξης μερικές οδοντοστοιχίες). Στα μειονεκτήματά της περιλαμβάνονται το γεγονός ότι δεν περιγράφει επαρκώς τη στηρικτική ικανότητα των δοντιών και γενικά των στηρικτικών δομών και δεν δίνει πληροφορίες για τη θέση (πρόσθιας – οπίσθιας) και την έκταση των δευτερευουσών νωδοτήτων. Χωρίζεται στις εξής ομάδες:

**Ομάδα I:** Αμφοτερόπλευρα νωδές περιοχές πίσω από τα φυσικά δόντια

**Ομάδα II:** Ετερόπλευρα νωδή περιοχή πίσω από τα φυσικά δόντια

**Ομάδα III:** Ετερόπλευρα νωδή περιοχή με ύπαρξη τελευταίου γομφίου

**Ομάδα IV:** Πρόσθια νωδή περιοχή μπροστά από τα υπάρχοντα φυσικά δόντια

### ❖ Σύστημα Kennedy-Applegate.

Για την κάλυψη των ελλείψεων της ταξινόμησης κατά Kennedy, προτάθηκαν στη συνέχεια συστήματα ταξινόμησης που τροποποιούν ή επεκτείνουν τη βασική ταξινόμηση. Η πιο γνωστή από αυτές τις τροποποιήσεις είναι αυτή του Applegate, που περιλαμβάνει εκτίμηση της στηρικτικής ικανότητας των δοντιών στηριγμάτων.

**Ομάδα V:** Μερικές νωδότητες ομάδας III, όπου το πρόσθιο δόντι – στήριγμα δεν έχει ικανοποιητική στηρικτική ικανότητα, οπότε η μερική οδοντοστοιχία σχεδιάζεται ως I ή II κατά Kennedy, δηλαδή με ελεύθερο άκρο, αλλά στην πρόσθια περιοχή.

**Ομάδα VI:** Μερικές νωδότητες Κατηγορίας III, με τα παρακείμενα δόντια απόλυτα ικανά να υποστηρίξουν ακίνητη αποκατάσταση, που για διάφορους λόγους (οικονομικούς, προτίμησης του ασθενή, υγιεινής κ.λπ.) κατασκευάζεται μερική οδοντοστοιχία, πλήρως στηριζόμενη οδοντικά, και πιθανόν (χωρίς να συνιστάται) μονόπλευρη.<sup>3,4</sup>

#### ❖ **Δείκτης PDI (προσθετικός διαγνωστικός δείκτης)**

Το 2002 αναπτύχθηκε από το American College of Prosthodontists ένα σύστημα ταξινόμησης της προσθετικής αποκατάστασης με εφαρμογή σε ολικά νωδούς, μερικά νωδούς και ενόδοντες ασθενείς. Το σύστημα αυτό κωδικοποιεί συγκεκριμένα κλινικά χαρακτηριστικά και τα χρησιμοποιεί ως κριτήρια για τον υπολογισμό του Προσθετικού Διαγνωστικού Δείκτη (PDI), ο οποίος παίρνει τιμές από 1 έως 4 και εκφράζει τη βαρύτητα των κλινικών δεδομένων και, έμμεσα, τις αποκαταστατικές δυσκολίες κάθε περίπτωσης. Αυτή η ταξινόμηση διακρίνει τη μερική νωδότητα σύμφωνα με την πολυπλοκότητα που καθορίζεται από 5 κριτήρια, συγκεκριμένα τη θέση και την έκταση των νωδών περιοχών, την κατάσταση των δοντιών – στηριγμάτων, το συγκλεισιακό σχήμα, τη μορφολογία της κορυφογραμμής της φατνιακής ακρολοφίας και άλλες καταστάσεις. Καθεμία από αυτές τις διαγνωστικές περιοχές χαρακτηρίζεται ως τάξη I, II, III, ή IV, ανάλογα με τη σοβαρότητα των αντίστοιχων διαγνωστικών χαρακτηριστικών, με την τάξη I να αντιστοιχεί στην πιο ευνοϊκή κατάσταση και την τάξη IV στην πιο δυσμενή ή στις περιπτώσεις υψηλού κινδύνου. Εξαιτίας της πολυπλοκότητάς της η ταξινόμηση αυτή έχει περιορισμένη χρήση.<sup>2</sup>

### **1.3 Υλικά κατασκευής μερικών οδοντοστοιχιών**

Τα υλικά κατασκευής μια μερικής οδοντοστοιχίας μπορεί να είναι είτε μεταλλικά είτε μη μεταλλικά υλικά.

**Μεταλλικά υλικά:** Τα συνηθέστερα κράματα που χρησιμοποιούνται για την κατασκευή του μεταλλικού σκελετού των μερικών οδοντοστοιχιών είναι τα ευγενή κράματα και κράματα βασικών μετάλλων. Οι βασικές κατηγορίες κραμάτων είναι τα

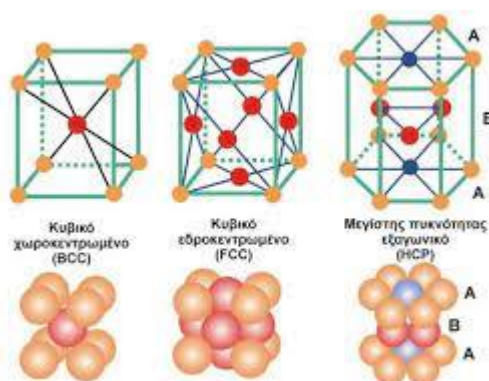
κράματα χρυσού, τα κράματα χρωμίου – κοβαλτίου και τα κράματα τιτανίου αλλά μπορεί να χρησιμοποιηθεί και καθαρό τιτάνιο. Η επιλογή του κατάλληλου κράματος εξαρτάται από τις ιδιότητες χρήσης (μηχανικές, φυσικές, χημικές, βιολογικές), τις ιδιότητες μορφοποίησης (πως κατασκευάζονται με συγκεκριμένο σχήμα, πως παραμορφώνονται, χυτεύονται κ.λπ.) και τέλος το κόστος κατασκευής τους.

**Μη μεταλλικά υλικά:** Τα μη μεταλλικά υλικά αναπτύχθηκαν κυρίως για να λύσουν το πρόβλημα της αισθητικής απόδοσης των μεταλλικών υλικών και των δυσμενών επιδράσεων τους στους στοματικούς ιστούς. Σε αυτό βοήθησε και η εξέλιξη της ψηφιακής τεχνολογίας στη σχεδίαση και την κατασκευή των σκελετών μερικών οδοντοστοιχιών. Οι βασικές κατηγορίες μη μεταλλικών υλικών είναι τα κλασσικά θερμοπλαστικά, τα θερμοπλαστικά υψηλής απόδοσης και η ζirkονία. Στα κλασσικά θερμοπλαστικά ανήκουν πιθανότατα και τα θερμοσυμπιεζόμενα υλικά. Σε αυτήν την υποκατηγορία ανήκουν το πολυμεθακρυλικό μεθύλιο (PMMA), νάιλον ή πολυαμίδιο (NY ή PA, πολυανθρακικό (PC), πολυεστέρας (PES), πολυοξυμεθυλένιο (POM) και πολυπροπυλένιο (PP)). Στα πολυμερή υψηλής απόδοσης ανήκουν η πολυαιθερακετόνηκετόνη (PEKK), η πολυαιθέρααιθέρα κετόνη (PEEK), αρυλ-κετόνη (AKP), τα οποία υπάγονται στην ομάδα των πολύ-αρυλ-αιθέρα κετόνης (PAEK). Το είδος αυτών των πολυμερών αποτελούνται από μόρια αρυλ, αιθέρα, και κετόνης, τα οποία διατάσσονται σε διαφορετικούς σχηματισμούς για να σχηματίσουν άμορφες και ημικρυσταλλικές δομές.<sup>5,6</sup>

## 2. Ιδιότητες Κραμάτων Co-Cr

### 2.1 Δομή κραμάτων Co-Cr και πορώδες

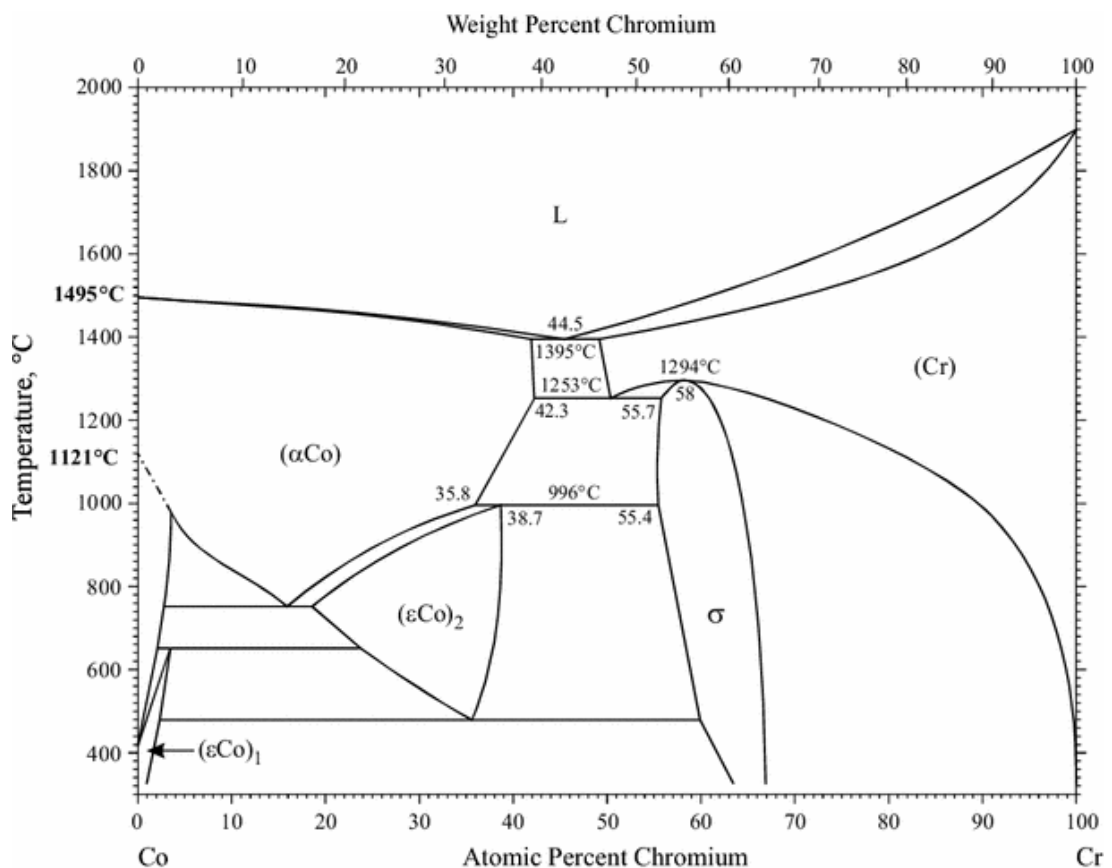
Όλα τα μέταλλα είναι κρυσταλλικά σώματα, η διευθέτηση δηλαδή των ατόμων μέσα στη μάζα τους υπακούει σε ορισμένους γεωμετρικούς κανόνες με αποτέλεσμα τη δημιουργία αυτού που ονομάζεται κρυσταλλικό πλέγμα. Τα μέταλλα ειδικά κρυσταλλώνονται κατά κανόνα σε ένα από τα ακόλουθα κρυσταλλικά πλέγματα: το κυβικό χωροκεντρωμένο, το κυβικό εδροκεντρωμένο και το εξαγωνικό πυκνής διάστρωσης ή μέγιστης πυκνότητας. Μεταξύ αυτών των τριών κρυσταλλικών πλεγμάτων το κυβικό εδροκεντρωμένο και το εξαγωνικό πυκνής διάστρωσης αντιπροσωπεύουν από γεωμετρική άποψη την πυκνότερη δυνατή διάστρωση για σφαίρες του ίδιου μεγέθους, όπως μπορεί να θεωρηθούν τα άτομα του μετάλλου. Αυτό ως ένα βαθμό ερμηνεύει την μεγάλη πυκνότητα τους, τις μηχανικές τους ιδιότητες και την ικανότητά τους να παραμορφώνονται.<sup>5</sup>



**Εικόνα 1.** Κατηγορίες κρυσταλλικών πλεγμάτων Co-Cr.<sup>5</sup>

Τα χυτά κράματα Co-Cr αποτελούνται κυρίως από δύο φάσεις, τη δενδριτική (ή ωστενιτική μήτρα) και τη διαδενδριτική. Η δενδριτική αποτελείται από ένα εδροκεντρωμένο κυβικό (FCC- Face Centred Cubic) πλέγμα (γ φάση) και η διαδενδριτική αποτελείται από εξαγωνικό πυκνής διάστρωσης ή μέγιστης πυκνότητας (HCP- Hexagonal Close Packed) πλέγμα (ε φάση), και είναι θερμοδυναμικά σταθερά σε υψηλές και χαμηλές θερμοκρασίες. Μια αργή μετατροπή του FCC σε HCP στα κράματα Co-Cr οδηγεί σε μια μετασταθή φάση FCC σε θερμοκρασία δωματίου, η οποία σχετίζεται με την ιδιότητες των κραμάτων Co-Cr, όπως η υψηλή αντοχή, η αντοχή στην κόπωση και η άμβλυση των τάσεων.<sup>7</sup>

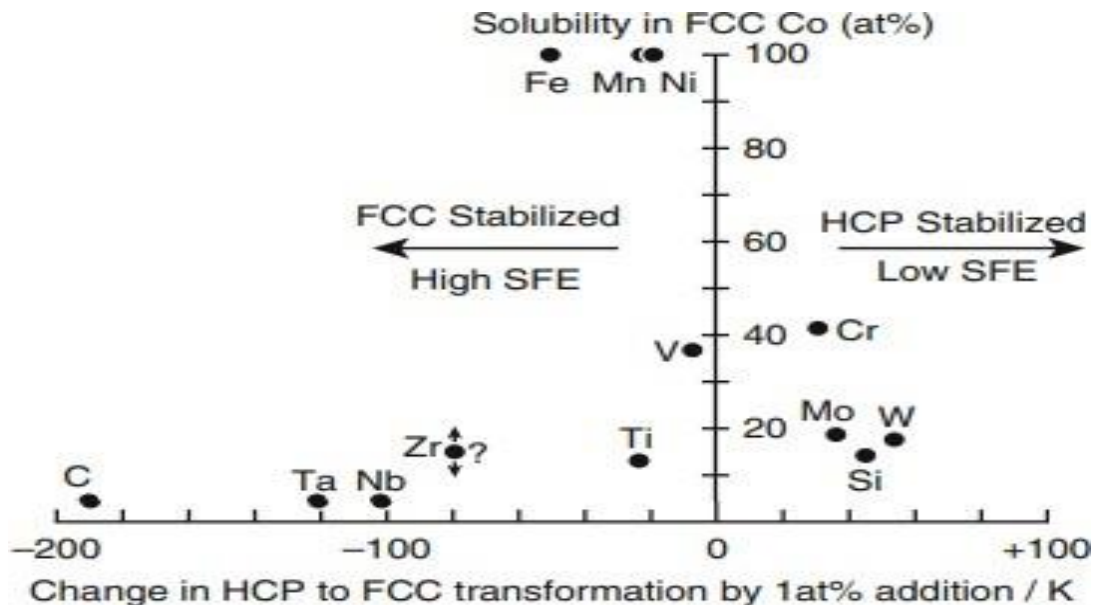
Υπάρχει ένας αλλοτροπικός μετασχηματισμός φάσης στη θερμοκρασία ισορροπίας υπό σταθερή πίεση, όπου η  $\epsilon$  φάση (hcp) ορίζεται ως φάση χαμηλής θερμοκρασίας και η  $\gamma$  φάση (fcc) ως φάση υψηλής θερμοκρασίας. Δηλαδή η  $\gamma$  φάση είναι μετασταθής σε θερμοκρασία δωματίου και θα υποστεί μαρτενσιτικό μετασχηματισμό κατά την παραμόρφωση λόγω τάσης. Σύμφωνα με το διάγραμμα ισορροπίας φάσεων του κοβαλτίου-χρωμίου που απεικονίζεται στην Εικόνα 2,<sup>8</sup> σε θερμοκρασίες άνω των 900°C η κυρίαρχη φάση αναμένεται να είναι η  $\gamma$  που παρουσιάζει ολκιμότητα, ενώ σε θερμοκρασίες κάτω των 900°C αναμένεται να είναι η  $\epsilon$  φάση που τείνει να είναι πιο ψαθυρή.<sup>10</sup>



**Εικόνα 2.** Διάγραμμα ισορροπίας φάσεων κοβαλτίου – χρωμίου.<sup>8</sup>

Η θερμοκρασία του μετασχηματισμού μπορεί να μεταβληθεί με την προσθήκη κατάλληλων κραματικών στοιχείων. Όμως, ο μετασχηματισμός από την  $\gamma$  στην  $\epsilon$  φάση είναι πολύ αργός υπό κανονικές συνθήκες ψύξης και περιορίζεται έντονα από την έλλειψη φαινομένων πυρήνωσης. Ως αποτέλεσμα, παρατηρείται η ύπαρξη μετασταθούς υπολειπόμενης  $\gamma$ -fcc φάση στα περισσότερα κράματα Co-Cr τα οποία έχουν ψυχθεί με συμβατικές μεθόδους σε θερμοκρασία δωματίου.

Στην εικόνα 3 συνοψίζονται οι επιδράσεις των κραματικών στοιχείων στις θερμοκρασίες του μετασχηματισμού από τη φάση HCP (εξαγωνική) στη φάση FCC (κυβική εδροκεντρωμένη) των κραμάτων Co. Ο οριζόντιος άξονας δείχνει τη μεταβολή της θερμοκρασίας του μετασχηματισμού από HCP σε FCC από εκείνη του καθαρού Co ανά 1 at% (ατομική προθήκη) του κραματικού στοιχείου και ο κατακόρυφος άξονας δείχνει τη διαλυτότητα του κραματικού στοιχείου στο FCC Co. Στοιχεία κραμάτων όπως ο Fe, το Mn, το Ni και ο C μειώνουν τη θερμοκρασία μετασχηματισμού HCP σε FCC- και είναι σταθεροποιητές του FCC. Από την άλλη πλευρά, το Mo, το W και το Si αυξάνουν τη θερμοκρασία μετασχηματισμού από HCP σε FCC και είναι σταθεροποιητές HCP, όπως και το Cr. Αυτός ο μαρτενσιτικός μετασχηματισμός συνδέεται στενά με τη μικροδομή και τις μηχανικές και χημικές ιδιότητες των κραμάτων Co-Cr.<sup>10</sup>

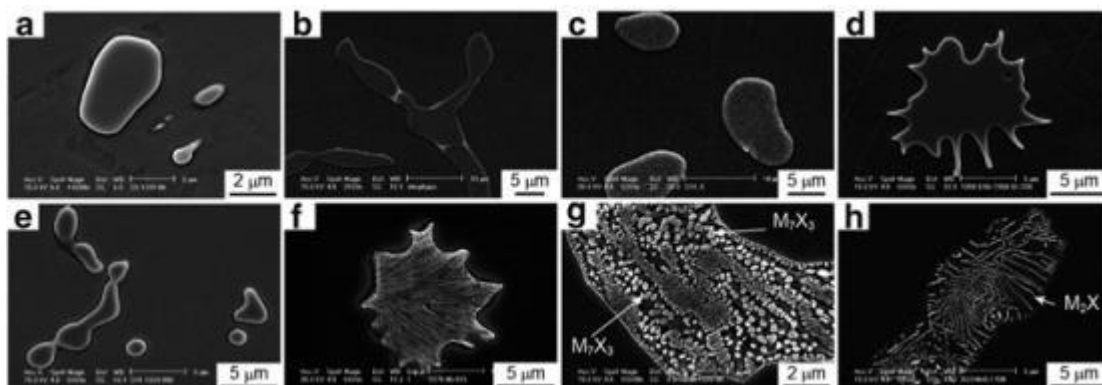


**Εικόνα 3.** Επιδράσεις των κραματικών στοιχείων.<sup>10</sup>

Επιπρόσθετα, ενδομεταλλικές ενώσεις και καρβονιτρίδια κατακρημνίζονται (precipitated) συνήθως στα όρια των κόκκων (Grain Boundaries) και στους μεσοδενδριτικούς χώρους των κραμάτων Co-Cr. Αν και τα ιζήματα αυτά συμβάλλουν στον μηχανισμό ενίσχυσης, η ανομοιογενής κατανομή, τα σχήματα και τα μεγέθη των ιζημάτων μπορούν να μειώσουν την ολκιμότητα και την αντοχή στη κόπωση των χυτών κραμάτων Co-Cr.<sup>10</sup> Τα χυτά κράματα Co-Cr διαθέτουν συνήθως χονδροειδής κόκκους, ωστόσο, η αντοχή αυτών των κραμάτων αυξάνεται με την αύξηση του ρυθμού ψύξης και τη μείωση στο μέγεθος των κόκκων.<sup>7</sup>

Η μορφολογία των κατακρημνισμάτων που συναντώνται στα κράματα Co-Cr συνοψίζεται στην εικόνα 4. Παρατηρούνται κατακρημνίσματα με διαφορετικές μορφολογίες όπως: χονδροειδούς μορφολογίας (σ-φάση, χ-φάση, η-φάση (τύπου M6X-M12X) και τύπου M23X6), αστεροειδούς μορφολογίας (π-φάση), αστεροειδούς μορφολογίας με ραβδώσεις (τύπου M23X6), αστεροειδούς μορφολογίας με περίπλοκες μικροδομές (τύπου M7X3) και μορφολογίας πλακοειδούς κυτταρικής αποικίας (τύπου M2X). Στους παραπάνω τύπους το M αναφέρεται στα μεταλλικά στοιχεία όπως το Cr και το X στον άνθρακα ή το άζωτο. Άρα πρόκειται για καρβίδια ή νιτρίδια. Το αστεροειδές σχήμα οφείλεται στην αρχική τήξη γύρω από τα όρια των καρβιδίων. Το αστεροειδές σχήμα της π-φάσης επιβεβαιώνει ότι δημιουργείται υπό συνθήκες όπου συνυπάρχει υγρή φάση. Τα κατακρημνίσματα τύπου M23X6 περιέχουν ελάχιστο άζωτο δηλαδή είναι σχεδόν εξολοκλήρου καρβίδια και παρουσιάζουν συνοχή με την γ-φάση επειδή η σταθερά πλέγματός τους είναι περίπου 3 φορές αυτή της γ-φάσης. Τα κατακρημνίσματα τύπου M2X είναι καρβονιτρίδια πλούσια σε άζωτο και άρα σχηματίζονται σε κράματα Co-Cr που περιέχουν άζωτο. Οι φάσεις η και π είναι καρβονιτρίδια πλούσια σε άνθρακα, ενώ οι φάσεις σ και χ είναι ενδομεταλλικές ενώσεις. Η χημική σύσταση των κατακρημνισμάτων τύπου M7X3 δεν έχει προσδιοριστεί ακόμα εξαιτίας του μικρού τους μεγέθους. Επιπλέον, τα κραματικά στοιχεία που προστίθενται επηρεάζουν τα κατακρημνίσματα που σχηματίζονται. Ο άνθρακας σταθεροποιεί τα κατακρημνίσματα τύπου M23X6 και M7X3, το άζωτο σταθεροποιεί τα τύπου M2X και την η-φάση και το Si σταθεροποιεί τις η και χ φάσεις (Narushima, 2013; Λάμπρου, 2021).<sup>10,11</sup>





**Εικόνα 4.** Μορφολογίες κατακρημνισμάτων στα κράματα Co-Cr: (a) σ-φάση (χονδροειδής μορφολογία), (b) χ-φάση (χονδροειδής μορφολογία), (c) η-φάση (χονδροειδής μορφολογία), (d) π-φάση (χονδροειδής μορφολογία), (e) τύπου M23X6 (χονδροειδής μορφολογία), (f) τύπου M23X6 (αστεροειδής μορφολογία με ραβδώσεις, (g) τύπου M7X3 (αστεροειδής μορφολογία με περίπλοκες μικροδομές), (h) τύπου M2X (μορφολογία πλακοειδούς κυτταρικής αποικίας).<sup>10</sup>

### 3. Ψηφιακές Τεχνικές

Οι τεχνολογίες που βασίζονται στον σχεδιασμό με τη βοήθεια υπολογιστή και την κατασκευή με τη βοήθεια υπολογιστή (CAD-CAM) περιλαμβάνουν συνήθως τρία αλληλεξαρτώμενα συστήματα: (1) σύστημα για την απόκτηση δεδομένων (ψηφιοποίηση), που μπορεί να ληφθούν από διάφορες τεχνολογίες σάρωσης, όπως η τρισδιάστατη σάρωση, (2) σύστημα επεξεργασίας δεδομένων (CAD), που δημιουργεί και επεξεργάζεται τα ψηφιακά δεδομένα ενός τρισδιάστατου αντικειμένου και (3) σύστημα για την κατασκευή δεδομένων (CAM), που κατασκευάζει τη σχεδιασμένη δομή από τα επιθυμητά υλικά.<sup>12,13</sup> Για την κατασκευή ενός φυσικού πρωτοτύπου στη βιομηχανία και την ιατρική, χρησιμοποιούνται δύο διαφορετικές μέθοδοι: η αφαιρετική και η προσθετική. Στην αφαιρετική μέθοδο, αφαιρείται υλικό από ένα αρχικό μπλοκ υλικού για να απομείνει το επιθυμητό διαμορφωμένο σχήμα (όπως μια οδοντική αποκατάσταση). Τα πρώιμα συστήματα CAD/CAM βασίζονταν σχεδόν αποκλειστικά στην κοπή μιας αποκατάστασης από ένα προκατασκευασμένο μπλοκ με τη χρήση φρεζών, διαμαντιών ή διαμαντένιων δίσκων. Αυτό επιτυγχάνεται συνήθως με συμβατική κατεργασία με αριθμητικό έλεγχο μέσω υπολογιστή (NC-Numerical Control), όπως το φρεζάρισμα. Οι αφαιρετικές διεργασίες χρησιμοποιούν προσεκτικά σχεδιασμένες κινήσεις του εργαλείου για την κοπή του υλικού. Η κατεργασία NC χρησιμοποιείται συνήθως σε μικρές μηχανές κατασκευής μοντέλων οι οποίες χρησιμοποιούνται για την κατασκευή μεταλλικών ή/και κεραμικών στεφανών στην οδοντιατρική. Η αφαιρετική τεχνική μπορεί να δημιουργήσει ένα πλήρες σχήμα αποτελεσματικά, αν και σε βάρος του υλικού που σπαταλιέται. Σε μια τυπική αφαιρετική μέθοδο στην οδοντιατρική, αφαιρείται περίπου το 90% του αρχικού μπλοκ για τη δημιουργία μιας τυπικής οδοντιατρικής αποκατάστασης. Με την εξέλιξη όμως της τεχνολογίας, προέκυψε η προσθετική τεχνική, κατά την οποία το τελικό επιθυμητό αντικείμενο κατασκευάζεται με την προσθήκη πολλαπλών στρωμάτων υλικού το ένα πάνω στο άλλο. Η βασική ιδέα αυτής της καινοτόμου μεθόδου είναι ότι το τρισδιάστατο μοντέλο CAD (3D-CAD) τεμαχίζεται σε πολλά λεπτά στρώματα και ο εξοπλισμός της τεχνικής χρησιμοποιεί αυτά τα γεωμετρικά δεδομένα για τη διαδοχική κατασκευή κάθε στρώματος έως ότου ολοκληρωθεί το επιθυμητό αντικείμενο. Ως εκ τούτου, η προσθετική τεχνική συχνά αναφέρεται ως "κατασκευή σε στρώματα", "άμεση

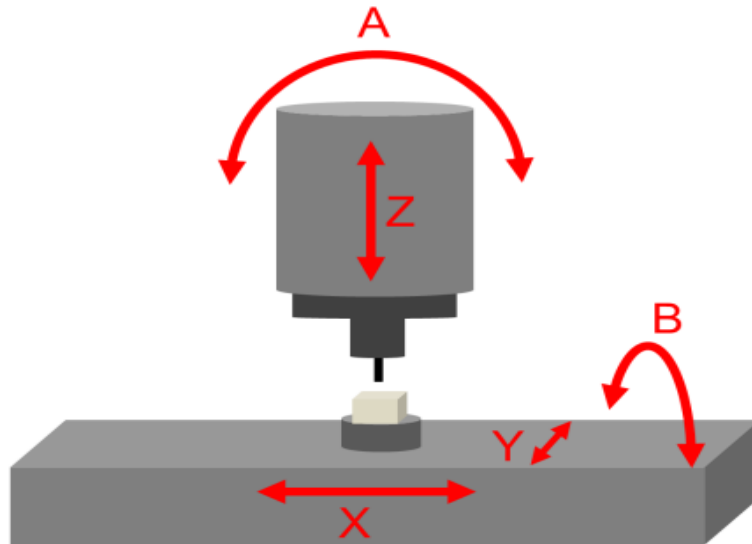
ψηφιακή κατασκευή", "τρισδιάστατη εκτύπωση", ή "κατασκευή στερεών ελεύθερης μορφής".<sup>14</sup>

### **3.1. Αφαιρετικές τεχνικές (Milling)**

Ο όρος "milling" αναφέρεται στη διαδικασία τρισδιάστατης κοπής (φρεζάρισμα) της τεχνολογίας CAD/CAM και έχει ένα ευρύ φάσμα εφαρμογών και εννοιών. Είναι μια αφαιρετική μέθοδος που χρησιμοποιεί διάφορα μέσα κοπής όπως φρέζες καρβιδίου ή διαμαντιού, τα οποία αφαιρούν ένα κομμάτι υλικού, ώστε το προϊόν να πάρει το επιθυμητό σχήμα, με τη βοήθεια υπολογιστή.<sup>6</sup> Η αφαιρετική κατασκευή βασίζεται στη κοπή ενός αντικειμένου από ένα μεγαλύτερο ακατέργαστο μπλοκ με τη χρήση μηχανής αριθμητικού ελέγχου και τη βοήθεια του υπολογιστή (CNC).<sup>5,15</sup> Το λογισμικό CAM μεταφράζει αυτόματα το μοντέλο CAD σε διαδρομές κατεργασίας για τη μηχανή CNC. Η μηχανή αυτή περιλαμβάνει τον υπολογισμό διαδρομών κατεργασίας μέσω αλγορίθμων που υπαγορεύουν την κοπή του αντικειμένου, καθώς και την κατεύθυνση και το μέγεθος της κίνησης του κοπτικού εργαλείου.<sup>16</sup> Λόγω της ανομοιομορφίας των χαρακτηριστικών της οδοντικής αποκατάστασης, οι μηχανές κοπής συνδυάζουν κοπτικά εργαλεία με διαφορετικά μεγέθη. Η ακρίβεια του κοπτικού εργαλείου έχει αναφερθεί ότι κυμαίνεται περίπου 10  $\mu\text{m}$ .<sup>15</sup> Το λογισμικό CAM ενσωματώνει επίσης βήματα αντιστάθμισης για τη διάμετρο του κοπτικού εργαλείου, το οποίο διασφαλίζει ότι η φρέζα κοπής φτάνει στην επιθυμητή επιφάνεια χωρίς να σπαταλιέται τμήμα του μπλοκ περισσότερο από ό,τι χρειάζεται.

Οι οδοντιατρικές μηχανές CNC αποτελούνται από πολυαξονικές συσκευές κοπής για τη διευκόλυνση της τρισδιάστατης κοπής οδοντιατρικών προσθετικών εργασιών. Τα συστήματα κοπής χωρίζονται σε 3, 4 και 5 αξόνων. Στα συστήματα 3 αξόνων, οι φρέζες κοπής κινούνται σε τρεις άξονες (άξονες  $x$ -,  $y$ - και  $z$ -) σύμφωνα με τις υπολογισμένες τιμές της κάθε διαδρομής. Ως εκ τούτου, το φρεζάρισμα 3 αξόνων έχει το πλεονέκτημα ότι έχει ελάχιστο χρόνο υπολογισμού και συνολικό χρόνο κοπής. Στην οδοντιατρική προσθετική, χρειάζεται περιστροφή  $180^\circ$  του προκατασκευασμένου ακατέργαστου μπλοκ που ενσωματώνεται στη μηχανή, επιτρέποντας την τρισδιάστατη κοπή τόσο των εσωτερικών όσο και εξωτερικών επιφανειών, παράγοντας με αυτό τον τρόπο τον σχεδιασμό των επιθυμητών χαρακτηριστικών της επιφάνειας. Με τις μηχανές κοπής 3 αξόνων δεν είναι δυνατή η παραγωγή μεγάλων προσθέσεων καθώς η κίνηση περιορίζεται στο εργαλείο κοπής. Γι' αυτό υπάρχουν πλέον και μηχανές 4 και 5 αξόνων που επιτρέπουν

κινήσεις σε έναν επιπλέον άξονα. Σε μηχανές κοπής 4 αξόνων και 5 αξόνων ο βραχίονας κοπής κατά τη διάρκεια κοπής, για την αφαίρεση του υλικού εκτελεί εκτός από τις κινήσεις την μηχανής όπως στους 3 άξονες, μια ακόμα. Στην μηχανή 4 αξόνων έχει τη δυνατότητα και περιστρέφεται γύρω από τον άξονα X, ενώ στη μηχανή 5 αξόνων κινείται περιστροφικά γύρω από τον άξονα X αλλά και Ψ.



**Εικόνα 5.** Αναπαράσταση των κινήσεων των πέντε αξόνων.<sup>13</sup>

Αυτό είναι ένα χρήσιμο χαρακτηριστικό για τη κοπή ενός μεγάλου ακατέργαστου τεμαχίου και την παραγωγή σκελετών μεγάλου μήκους. Αυτό διευκολύνει την παραγωγή πολύ σύνθετων γεωμετριών και λείων εξωτερικών επιφανειών. Η λεία επιφάνεια παράγεται από την επαπτομενική κίνηση της φρέζας. Στη βιομηχανία, οι μηχανές αυτές είναι χρήσιμες για την κατασκευή πολύ σύνθετων εξαρτημάτων. Στην οδοντιατρική, οι μηχανές 5 αξόνων είναι κατάλληλες για την παραγωγή πολύπλοκων σχημάτων, όπως ακρυλικές βάσεις οδοντοστοιχιών.<sup>16</sup> Έχει αποδειχθεί ότι με τη χρήση αυτής της μεθόδου ο συνολικός χρόνος παραγωγής μειώνεται σημαντικά και πολύπλοκα σχήματα που είναι δύσκολα κατασκευαστικά με τη συμβατική τεχνική, απλοποιούνται. Η διαδικασία κοπής έγινε όλο και πιο δημοφιλής με την εισαγωγή πολυμερών με βάση τη ρητίνη αντί του χρωμίου κοβαλτίου για τους σκελετούς μερικών οδοντοστοιχιών. Τα περισσότερα νέα πολυμερή κατασκευάζονται σε στερεά μορφή με το σχήμα μπλοκ ή δίσκου. Τα πιο συνηθισμένα υλικά που χρησιμοποιούνται με αυτή τη τεχνική είναι η ζirkονία, το διπυρρικό λίθιο, το τιτάνιο και τα κράματά του, τα κράματα Co-Cr, το PMMA και τα

πολυμερή υψηλή απόδοση (π.χ. PEKK, PEEK). Απαιτούν ελάχιστη προσαρμογή, λείανση και στίλβωση μετά την ολοκλήρωση της διαδικασίας κοπής. Παρά την αναφορά για "σκελετούς χρωμίου κοβαλτίου ή τιτανίου με τη μέθοδο κοπής", μελέτες έχουν καταλήξει στο συμπέρασμα ότι η κοπή σκελετών κινητών μερικών οδοντοστοιχιών από μπλοκ μετάλλου είναι τεχνικά δύσκολη. Αυτό αποδίδεται στο εκτεταμένη φθορά των κοπτικών μέσων που χρησιμοποιούνται κατά τη διαδικασία κοπής, ιδίως με τα βασικά μέταλλα. Επίσης σημαντική ποσότητα υλικού αχρηστεύεται κατά την κοπή, στα κεραμικά υλικά μπορεί να προκληθούν μικρορωγμές και τέλος, είναι δύσκολη η κατασκευή περίπλοκων αντικειμένων.<sup>6,14,17,18</sup> Για να μειωθεί το κόστος παραγωγής έγινε μετάβαση από την διαδικασία παραγωγής μέσω της αφαιρετικής μεθόδου στη διαδικασία παραγωγής μέσω της προσθετικής μεθόδου.<sup>17</sup>

Η εταιρία Dental Wings χρησιμοποίησε ένα σύστημα κοπής με λέιζερ αντί για την κοπή με κοπτικά εργαλεία (φρέζες, διαμάντια) ώστε να ξεπεραστεί το πρόβλημα της φθοράς των κοπτικών μέσω με τα προηγούμενα συστήματα. Με τη βοήθεια παλμών λέιζερ υψηλής συχνότητας, αφαιρείται η περίσσεια του υλικού μέχρι να ολοκληρωθεί το τελικό σχήμα της αποκατάστασης. Επίσης η διάμετρος της δέσμης είναι μικρή, κάτι που της δίνει τη δυνατότητα για μεγαλύτερη ακρίβεια κοπής συγκριτικά με τα παραδοσιακά συστήματα κοπής και καλύτερη ποιότητα προσθετικών εργασιών. Κάθε παλμός έχει τη δυνατότητα να αφαιρεί μια μικρή ποσότητα υλικού, καθιστώντας την ανάλυση του συστήματος υψηλότερη από τα ήδη υπάρχοντα συστήματα κοπής. Πλεονεκτεί έναντι των παραδοσιακών συστημάτων στο χρόνο καθώς εκτελεί τις εργασίες σε μικρότερο χρονικό διάστημα και το συνολικό κόστος είναι μικρότερο καθώς δεν χρησιμοποιεί εργαλεία κοπής που φθείρονται εύκολα.<sup>5</sup>

### **3.2. Προσθετικές τεχνικές**

Οι προσθετικές τεχνικές έχουν εισαχθεί ως μέθοδοι κατασκευής οδοντιατρικών και ιατρικών συσκευών. Η προσθετική τεχνική ορίζεται ως η διαδικασία σύνδεσης υλικών για την κατασκευή αντικειμένων από δεδομένα ενός τρισδιάστατου μοντέλου, μέσω της διαστρωματικής τεχνικής. Μόλις οριστικοποιηθεί το σχέδιο CAD, το σχέδιο τμηματοποιείται σε εικόνες πολλαπλών τομών. Για κάθε χιλιοστό του υλικού, υπάρχουν 5-20 στρώματα, τα οποία η μηχανή τοποθετεί ως διαδοχικά στρώματα υγρού ή κονιοποιημένου υλικού που συγχωνεύονται για να

δημιουργήσουν το τελικό σχήμα. Ακολουθεί η επαναφορά του τεμαχίου για την απομάκρυνση των πλεοναζόντων υλικών και των βραχιόνων στήριξης. Παρόμοια με τα αφαιρετικά συστήματα, χρησιμοποιείται μια μορφή μηχανής CNC με μια κεφαλή επεξεργασίας παροχής του υλικού που κινείται σε δύο άξονες (άξονες x και z) και η πλατφόρμα του δείγματος ή η κεφαλή επεξεργασίας που κινείται στον κατακόρυφο άξονα (άξονας y). Αρχικά, οι μέθοδοι προσθετικής τεχνικής εφαρμόστηκαν για την κατασκευή πρωτότυπων μοντέλων και προτύπων με αξιόπιστη ακρίβεια και επαναληψιμότητα που θα μπορούσαν να παραχθούν σε σύντομο χρονικό διάστημα. Στην προσθετική οδοντιατρική, η προσθετική τεχνική μπορεί να κατασκευάσει ένα πρότυπο προπαραγωγής ομοίωμα από κερί ή πλαστικό που μπορεί να μετατραπεί σε οριστική πρόσθεση και μπορεί να μετατραπεί άμεσα ώστε να παράγει αντικείμενα από διάφορα υλικά όπως μέταλλα, ρητίνες ή κεραμικά. Η εφαρμογή της προσθετικής τεχνικής στην οδοντιατρική οφείλεται στην ικανότητά της να παράγει μια ποικιλία σχημάτων που προσαρμόζονται σε οποιαδήποτε βιολογική περιοχή. Τα προσθετικά συστήματα που χρησιμοποιούνται στην οδοντιατρική είναι η στερεολιθογραφία, η επιλεκτική πυροσυσσωμάτωση ή τήξη με λέιζερ και η τρισδιάστατη εκτύπωση. Ανεξάρτητα από τη μέθοδο, όλα μοιράζονται τα ακόλουθα χαρακτηριστικά που τα διακρίνουν από την αφαιρετική τεχνική:

(i) σταδιακή κάθετη δόμηση αντικειμένων, (ii) μη σπατάλη υλικού, (iii) παραγωγή μεγάλων αντικειμένων, (iv) παθητική παραγωγή, (δηλαδή χωρίς εφαρμογή δύναμης) και (v) ακριβής παραγωγή λεπτομερειών.<sup>16</sup>

Κατά άλλους ερευνητές η προσθετική μέθοδος που ονομάζεται και τρισδιάστατη απεικόνιση ή ταχεία πρωτοτυποποίηση (RP-Rapid Prototyping), εφευρέθηκε το 1981 και μπορεί να συναντάται ως τρισδιάστατη εκτύπωση. Η ταχεία πρωτοτυποποίηση έχει πολλές εφαρμογές στον τομέα της μηχανικής και του ευρύτερου τομέα της ιατρικής.<sup>19</sup>

Το αντικείμενο που πρόκειται να εκτυπωθεί σχεδιάζεται σε ένα λογισμικό σχεδίασης με τη βοήθεια υπολογιστή (CAD) και στη συνέχεια ο οδοντικός τεχνολόγος δημιουργεί ένα ψηφιακό σύνολο δεδομένων σε υπολογιστή (CAD) του οποίου τα δεδομένα μεταφέρονται στον τρισδιάστατο εκτυπωτή, για να μετατραπεί σε φυσικό τρισδιάστατο αντικείμενο.<sup>20,21</sup> Το επιθυμητό υλικό εξωθείται από ένα ακροφύσιο και στερεοποιείται μόλις εναποτεθεί στην πλατφόρμα κατασκευής. Το μοτίβο στρώματος επιτυγχάνεται μέσω οριζόντιας κίνησης του ακροφυσίου και

διακοπτόμενης ροής υλικού. Ακολουθεί κάθετη κίνηση για τη διαδοχική εναπόθεση στρώματος. Ορισμένα συστήματα επιτρέπουν επίσης την παραγωγή πολλαπλών χρωμάτων.<sup>16</sup>

Οι τεχνολογίες τρισδιάστατης εκτύπωσης που χρησιμοποιούνται στην οδοντιατρική περιλαμβάνουν διάφορες τεχνικές π.χ. η εκτόξευση υλικού, επιλεκτική τήξη με λέιζερ, μοντελοποίηση με εναπόθεση τήγματος, στερεολιθογραφία κ.ά.<sup>22</sup>

Στον πίνακα 1 συνοψίζονται οι κατηγορίες με την προσθετική τεχνική ή αλλιώς τρισδιάστατη εκτύπωση.<sup>23</sup>

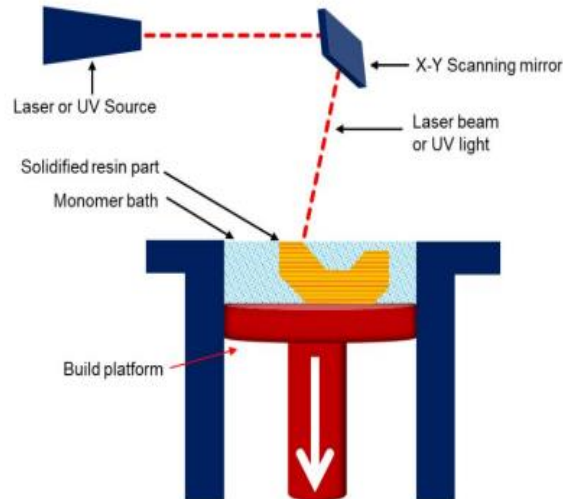
**Πίνακας 1.** Ταξινόμηση προσθετικών τεχνικών (Alammar 2022)<sup>23</sup>

1.	Πολυμερισμός με δεξαμενή (vat polymerization) <ul style="list-style-type: none"><li>• Στερεολιθογραφία</li><li>• Προβολή ψηφιακού φωτός</li><li>• Liquid crystal display based</li><li>• Continuous liquid interface</li></ul>
2.	Εκτόξευση υλικού (material jetting)
3.	Εξώθηση υλικού (Material extrusion) <ul style="list-style-type: none"><li>• Μοντελοποίηση με εναπόθεση τηγμένου υλικού (FDM)</li></ul>
4.	Σύντηξη σκόνης σε κλίνη (Powder bed fusion) <ul style="list-style-type: none"><li>• Επιλεκτική πυροσυσσώματωση με λέιζερ (SLS)</li><li>• Επιλεκτική τήξη με λέιζερ (SLM)</li><li>• την άμεση πυροσυσσώματωση με λέιζερ (DMLS)</li><li>• τη τήξη με δέσμη ηλεκτρονίων (EBM)</li><li>• τεχνική εναπόθεσης κατευθυνόμενης ενέργειας (DED)</li><li>• Άμεση τήξη με λέιζερ μετάλλων (DLMS)</li></ul>
5.	Ελασματοποίηση φύλλων (sheet lamination)
6.	Εκτόξευση συνδετικού υλικού (binder jetting)

Διαφορετικοί τύποι υλικών μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την τρισδιάστατη εκτύπωση ή ταχεία προτυποποίηση. Σε αυτά περιλαμβάνονται θερμοπλαστικά υλικά, όπως κεριά, ρητίνες τα οποία διέρχονται από ένα θερμαινόμενο ακροφύσιο και στερεοποιούνται αμέσως μετά την εξώθηση, συμπεριλαμβανομένων των πολυμερών, των μετάλλων και των κεραμικών. Ωστόσο, λόγω της μεγάλης ευελιξίας τους που σχετίζεται με την μεγάλη ποικιλία διαθέσιμων υλικών, η τρισδιάστατη εκτύπωση στην οδοντιατρική στοχεύει κυρίως στην παραγωγή πολυμερών κατασκευών.<sup>16,24</sup>

### 3.2.1. Πολυμερισμός με δεξαμενή

#### 3.2.1.1. Στερεολιθογραφία (SLA)



Εικόνα 6. Συσκευή SLA<sup>13</sup>

Η στερεολιθογραφία περιλαμβάνει μια δεξαμενή από μια φωτοευαίσθητη υγρή ρητίνη μονομερούς, μια πλατφόρμα οικοδόμησης του μοντέλου και υπεριώδες λέιζερ για τον πολυμερισμό της ρητίνης.<sup>14</sup> Τα αντικείμενα είναι δομημένα σε ένα μοτίβο στρώμα-στρώμα (50-200μm). Καθώς το πρώτο στρώμα πολυμερίζεται, η πλατφόρμα χαμηλώνει μερικά μικρόμετρα και το επόμενο στρώμα πολυμερίζεται.<sup>13,16</sup> Η διαδικασία αυτή επαναλαμβάνεται μέχρι να κατασκευαστεί ολόκληρο το αντικείμενο. Στη συνέχεια, το αντικείμενο απομακρύνεται από τη δεξαμενή. Η μετα-επεξεργασία εφαρμόζεται στο τελικό αντικείμενο, συμπεριλαμβανομένης της αφαίρεσης των δομών υποστήριξης.

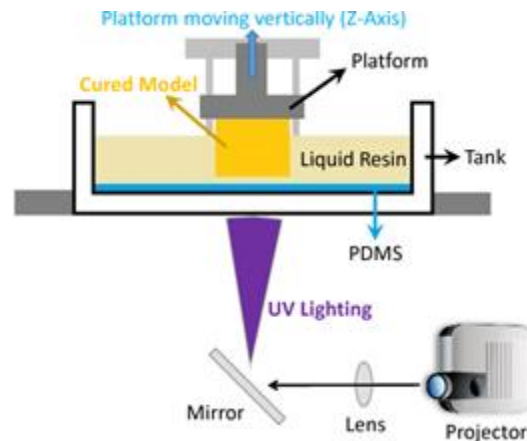
Το αντικείμενο μπορεί να πολυμεριστεί περαιτέρω με υπεριώδες φως ή λέιζερ, ενώ μπορεί επίσης να κατεργαστεί επιφανειακά με ενεργοποιητές (primers), χρώματα για την αλλαγή της επιφανειακής τραχύτητας.<sup>19</sup> Αυτή η διαδικασία δεν είναι ιδιαίτερα γρήγορη και ανάλογα με το μέγεθος και τον αριθμό των αντικειμένων που δημιουργούνται, το λέιζερ μπορεί να χρειαστεί ένα ή δύο λεπτά για κάθε στρώση. Εάν το αντικείμενο είναι μικρό, μπορεί να παραχθούν πολλά αντικείμενα ταυτόχρονα, καθώς τοποθετούνται το ένα δίπλα στο άλλο στη πλατφόρμα. Μια τυπική εκτέλεση μπορεί να διαρκέσει από 6 έως 12 ώρες, ενώ για μεγάλα αντικείμενα είναι δυνατόν να διαρκέσει αρκετές ημέρες.<sup>17</sup>



Η ακρίβεια της στερεολιθογραφίας είναι ανώτερη από άλλες τεχνικές τρισδιάστατης εκτύπωσης καθώς μπορεί να εκτυπώσει πολύπλοκες γεωμετρίες με ακριβείς λεπτομέρειες. Με την SLA μπορεί να επιτευχθεί ανάλυση 5 μm στον άξονα X/Y και 10 μm στον άξονα Z. Ωστόσο, αυτό επηρεάζεται από πολλές συνθήκες, όπως οι παράμετροι του υπεριώδους φωτός (μήκος κύματος, ισχύς και χρόνος έκθεσης), το πάχος του στρώματος και το μέγεθος του βήματος. Επίσης, η ακρίβεια εξαρτάται από τη θέση του αντικειμένου στην πλατφόρμα κατασκευής που η ακρίβεια είναι υψηλότερη στο κέντρο από ότι στα όρια της πλατφόρμας κατασκευής.<sup>19</sup>

Στην οδοντιατρική, η στερεολιθογραφία χρησιμοποιείται συνήθως για την παραγωγή αντικειμένων από ρητίνη, όπως χειρουργικά πρότυπα για την τοποθέτηση στοματικών και εξωστοματικών εμφυτευμάτων. Πρόσθετες εφαρμογές της στερεολιθογραφίας είναι η κατασκευή προτύπων προσθέσεων προσώπου, αποφρακτικών νερθήκων και ρητινώδη ομοιώματα για χύτευση (burnout resin patterns). Με τη βοήθεια δεδομένων αξονικής τομογραφίας πολλαπλών τομών, ανατομικά μοντέλα πραγματικού μεγέθους ενός ασθενούς μπορούν επίσης να αναπαραχθούν για τη διευκόλυνση της απεικόνισης της ανατομίας των οστών. Περαιτέρω, αυτά τα ανατομικά μοντέλα μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να βοηθήσουν στην κατασκευή προσαρμοσμένων εμφυτευμάτων για την ανακατασκευή σκληρών ιστών.<sup>16</sup>

### 3.2.1.2. Ψηφιακή προβολή φωτός (DLP-Digital Light Projection)

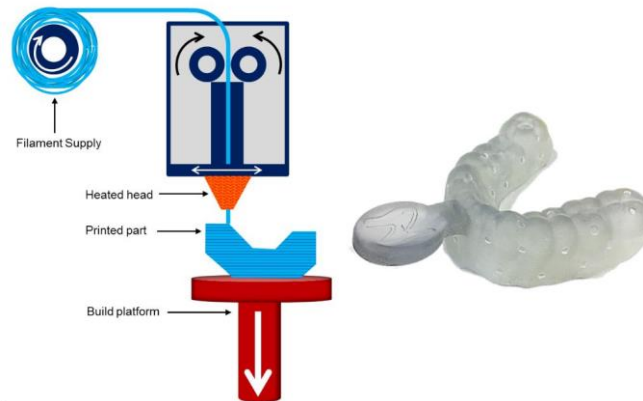


Εικόνα 7. Αναπαράσταση της μεθόδου DLP<sup>13</sup>

Μαζί με τη στερεολιθογραφία, η ψηφιακή προβολή φωτός είναι ίσως μία από τις πιο δημοφιλείς διαδικασίες προσθετικής κατασκευής στον οδοντιατρικό τομέα αυτή τη στιγμή. Ο σχεδιασμός ενός εκτυπωτή DLP είναι παρόμοιος με αυτόν ενός εκτυπωτή SLA, με κύρια διαφορά τη χρησιμοποιούμενη πηγή φωτός αλλά και ότι το αντικείμενο κατασκευάζεται ανάποδα. Στον εκτυπωτή SLA, το φωτοπολυμερές πολυμερίζεται με τη βοήθεια μιας δέσμης λέιζερ, η οποία κάνει έναν μεγάλο αριθμό διαδρομών (σαρώσεις) για την σκλήρυνση κάθε στρώματος. Οι εκτυπωτές DLP χρησιμοποιούν αντ' αυτού τεχνολογία προβολής φωτός, όπου το φως μικρού μήκους κύματος (χρησιμοποιούμενα σήμερα μήκη κύματος: 380 nm και 405 nm) εφαρμόζεται σε ολόκληρη την επιφάνεια του φωτοπολυμερούς μέσω μιας ψηφιακής συσκευής μικροκατόπτρων (DMD) που αποτελεί τον πυρήνα της τεχνολογίας DLP και πραγματοποιείται σε ένα βήμα και σε ένα χρόνο για κάθε τομή του αντικειμένου (όχι σάρωση δέσμης).<sup>21,24</sup> Η τελική κατασκευή χρειάζεται μετά την διαδικασία καθαρισμό με ισοπροπανόλη, για την απομάκρυνση της περίσσειας του μονομερούς και μετά τον πολυμερισμό με υπεριώδη ακτινοβολία.<sup>24</sup> Συγκριτικά με τη τεχνική της στερεολιθογραφίας είναι ταχύτερη σαν διαδικασία αλλά έχει και μικρότερος κόστος κατασκευής.<sup>25</sup>

### 3.2.2 Μοντελοποίηση με εναπόθεση τηγμένου υλικού (*Fused Deposition Modeling, FDM*)

Η μοντελοποίηση με εναπόθεση τηγμένου υλικού, είναι μια τεχνική εκτύπωσης με βάση την εξώθηση, στην οποία χρησιμοποιούνται λιωμένα θερμοπλαστικά υλικά για την κατασκευή ενός τρισδιάστατου αντικείμενου, χρησιμοποιώντας απόθεση στρώματος προς στρώμα σε μια πλατφόρμα κατασκευής.<sup>5, 24, 25</sup>



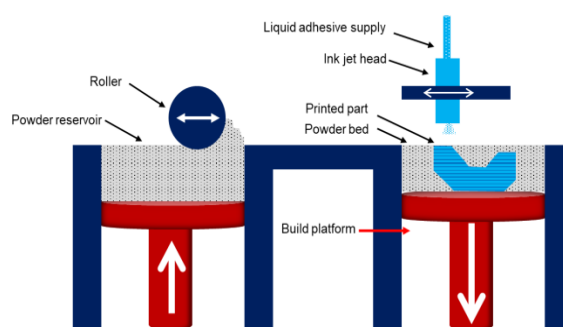
Εικόνα 8. Συσσκευή FDM<sup>20</sup>

Η τεχνολογία αναπτύχθηκε από τον S. Scott Crump στα τέλη της δεκαετίας του 1980 και εμπορευματοποιήθηκε το 1990. Η FFF (Fused Filament Fabrication) ή FDM λειτουργεί με βάση την αρχή της τοποθέτησης υλικού σε στρώματα. Ένα πλαστικό νήμα ή ένα μεταλλικό σύρμα ξετυλίγεται από ένα καρούλι και παρέχει υλικό σε ένα ακροφύσιο εξώθησης το οποίο μπορεί να ενεργοποιεί και να απενεργοποιεί τη ροή. Το ακροφύσιο θερμαίνεται για να λιώσει το υλικό και μπορεί να κινείται τόσο σε οριζόντια όσο και σε κατακόρυφη κατεύθυνση μέσω ενός αριθμητικά ελεγχόμενου μηχανισμού, ο οποίος ελέγχεται άμεσα από ένα πακέτο λογισμικού. Το μοντέλο ή το εξάρτημα παράγεται με την εξώθηση μικρών σφαιριδίων ενός θερμοπλαστικού υλικού για να σχηματιστούν στρώματα, καθώς το υλικό στερεοποιείται εντός 0.1 s αμέσως μετά την εξώθηση από το ακροφύσιο.<sup>5, 17</sup> Συνήθως χρησιμοποιούνται βηματικοί (stepper) κινητήρες ή (servo) σερβοκινητήρες για την κίνηση του ακροφυσίου εξώθησης.<sup>17</sup> Η διαδικασία εναπόθεσης συνεχίζεται για τα ακόλουθα στρώματα μέχρι να κατασκευαστεί το αντικείμενο στη τελική του μορφή. Τα στρώματα συνδέονται μεταξύ τους μέσω ελέγχου της θερμοκρασίας ή με χρήση χημικών παραγόντων.<sup>5</sup> Είναι διαθέσιμα διάφορα υλικά με διάφορες αντοχές και θερμικές ιδιότητες. Εκτός από το πολυμερές ακρυλονιτρίλιο-βουταδιένιο-στυρένιο (ABS), τα πολυκαρβονικά, την πολυκαπρολακτόνη, τις

πολυφαινυλοσουλφόνες και τα κεριά, μπορεί να χρησιμοποιηθεί ένα υδατοδιαλυτό υλικό για την κατασκευή προσωρινών στηριγμάτων κατά τη διάρκεια της κατασκευής. Αυτό το διαλυτό υλικό στήριξης διαλύεται γρήγορα με εξειδικευμένο μηχανικό εξοπλισμό ανάδευσης. Η FDM έχει ακρίβεια περίπου  $\pm 127\mu\text{m}$  και εξαρτάται από την ταχύτητα εναπόθεσης, τη ροή του υλικού, το πάχος του ακροφυσίου και το μέγεθος κάθε στρώματος.

Μια άλλη προσέγγιση είναι η τροφοδοσία του υλικού από μια δεξαμενή μέσω μιας σύριγγας, όπως στην περίπτωση του bioplotter (βιοσχεδιογράφος) εκτυπώνοντας ταυτόχρονα με πολλαπλά υλικά. Ενώ η κατασκευή με τη χρήση τηγμένου νήματος βασίζεται σε τροφοδοσία με σύρμα, η εναλλακτική λύση είναι η χρήση δεξαμενής υλικού που μπορεί, όπως και στην περίπτωση της FDM, να εξωθείται μέσω ακροφυσίου και να τοποθετείται σε στρώσεις για τη δημιουργία τρισδιάστατης δομής. Το bioplotter χρησιμοποιεί αυτή την προσέγγιση και είναι σε θέση να εκτυπώσει σε πολλαπλά υλικά για να δημιουργήσει μια τρισδιάστατη δομή.<sup>17</sup> Η κύρια εφαρμογή του bioplotter είναι η μοντελοποίηση ικριωμάτων για τη μηχανική ιστών και την εκτύπωση οργάνων. Ένα πλεονέκτημα του bioplotter είναι η ικανότητά του να χρησιμοποιεί ένα ευρύ φάσμα υλικών, όπως κεραμικές πάστες (HAP και TCP) για τη δημιουργία πορωδών οστικών ικριωμάτων και βιοαπορροφήσιμα πολυμερή.

### 3.2.3. Διαδικασία εκτόξευσης με συνδετικό υλικό (Inkjet printing)



Εικόνα 9. Διάταξη εκτυπωτή Inkjet<sup>20</sup>

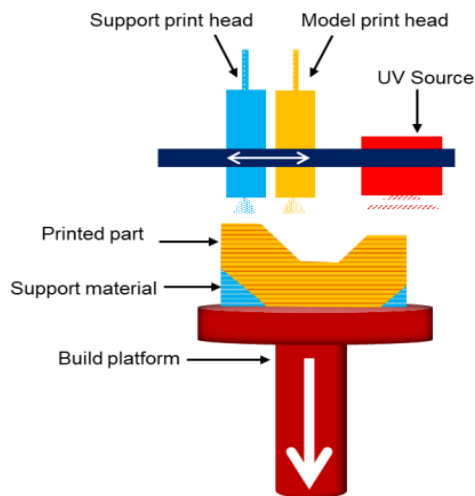
Οι εκτυπωτές inkjet μπορούν να εκτυπώνουν σε πολύ υψηλή ανάλυση εκτοξεύοντας εξαιρετικά μικρές σταγόνες ενός υγρού συνδετικού υλικού (αντίστοιχο του μελανιού στους εκτυπωτές γραφείου) προς ένα υπόστρωμα σκόνης (γύψος,

κεραμικά ή ρητίνες). Σε αυτό το πλαίσιο, το συνδετικό υλικό μπορεί να είναι οτιδήποτε, από ένα υδατικό διάλυμα χρωστικών και συνδετικών ουσιών έως ένα κεραμικό εναιώρημα, όπως αυτό που χρησιμοποιείται σε ορισμένες μελέτες για την παραγωγή οδοντικών αποκαταστάσεων από ζirkονία ή ένα διάλυμα κυττάρων για την παραγωγή ιστικών κατασκευών και κατασκευάζεται το αντικείμενο στρώμα-στρώμα.<sup>13, 17</sup> Το συνδετικό υλικό εξωθείται μέσω ενός μικρού ανοίγματος με τη χρήση διάφορων μέσων, όπως πίεση, θερμότητα και δόνηση. Η διαδικασία της εκτύπωσης inkjet ξεκινά με την εξάπλωση ενός λεπτού στρώματος της σκόνης του υποστρώματος σε όλη πλατφόρμα οικοδόμησης και ένα υγρό συνδετικό υλικό εφαρμόζεται πάνω από τη σκόνη. Αυτό συνδέει μεταξύ τους τα εκτεθειμένα σωματίδια τα οποία αφήνουν ελεύθερα τα μη εκτεθειμένα σωματίδια. Η διαδικασία αυτή επαναλαμβάνεται με κάθε στρώμα μέχρι να σχηματιστεί το τελικό σχήμα. Τέλος, εφαρμόζεται θερμική επεξεργασία και οι μη δεσμευμένες σκόνης απομακρύνονται από την πλατφόρμα οικοδόμησης.<sup>13, 17</sup>

Για να χρησιμοποιηθεί για την προσθετική κατασκευή, τα υγρά σταγονίδια πρέπει να αλλάζουν φάση σε στερεό κατά την εναπόθεση στο υπόστρωμα κατά τη διάρκεια εκτύπωσης ενός προτύπου. Ανάλογα με το εναποτιθέμενο υλικό, η αλλαγή φάσης μπορεί να γίνει με ξήρανση, μεταφορά θερμότητας, υπεριώδες φως ή μέσω χημικής αντίδρασης. Μια άλλη μέθοδος λειτουργεί με τρόπο παρόμοιο με την προσέγγιση SLS/SLM, όπου απλώνεται ένα λεπτό στρώμα σκόνης, αλλά αντί να χρησιμοποιείται λέιζερ, μια κεφαλή inkjet εκτυπώνει ένα συνδετικό υλικό. Η τελευταία τεχνολογία είναι η μόνη που επιτρέπει την εκτύπωση πολύχρωμων αντικειμένων σε όλο το χρωματικό φάσμα.<sup>17</sup>

### **3.2.4 Εκτόξευση υλικού (Polyjet ή Multijet)**

Η εκτύπωση polyjet ή multijet (PJP ή MJP) είναι ένας τύπος τρισδιάστατης εκτύπωσης, ο οποίος είναι παρόμοιος με την 2D εκτύπωση inkjet, αλλά δημιουργεί το αντικείμενο σε πολλαπλές στρώσεις. Αυτή η τεχνολογία επίσης μπορεί να αναφέρεται και ως εκτόξευση φωτοπολυμερούς (PPJ). Με τη μέθοδο αυτή, σταγονίδια φωτοπολυμερούς εκτοξεύονται σε μια επιφάνεια και στη συνέχεια πολυμερίζονται με υπεριώδες φως.



**Εικόνα 10.** Σχηματική αναπαράσταση της παραγωγής Polyjet/Multijet <sup>20</sup>

Σε κάθε στρώμα, το υγρό φωτοπολυμεριζόμενο υλικό εφαρμόζεται μόνο στην επιθυμητή περιοχή και πολυμερίζεται με τα προηγούμενα στρώματα από το υπεριώδες φως. Αυτή η τεχνική μπορεί να συνδυάσει πολλαπλά χρώματα και υλικά σε μία εκτύπωση. Αυτό είναι ένα σημαντικό χαρακτηριστικό της τεχνολογίας, για παράδειγμα, μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την εκτύπωση ενός προστατευτικού στόματος με σκληρά και μαλακά μέρη και με διαφορετικά χρώματα. Έτσι θα μπορούσε να παράγει ένα προστατευτικό στόματος με σκληρές και μαλακές περιοχές και μπορεί να τα κατασκευάσει με διαφορετικά χρώματα.<sup>13,17</sup> Ένα παράδειγμα της προσέγγισης σκόνης/συνδετικού υλικού είναι τα μηχανήματα της Z-Corp, τα οποία χρησιμοποιούν ένα έγχρωμο συνδετικό υλικό σε έως και τέσσερις κεφαλές inkjet και έτσι είναι σε θέση να παράγουν οποιοδήποτε χρώμα. Η σκόνη είναι συνήθως ένα λεπτόκοκκο διοξείδιο του πυριτίου και το συνδετικό υλικό αποτελείται από ένα υδατικό διάλυμα χρωστικών ουσιών, συνήθως ματζέντα, κυανό και κίτρινο και μια ρητίνη που λειτουργεί ως συνδετικό υλικό για τα σωματίδια της σκόνης. Το αντικείμενο μόλις κατασκευαστεί είναι αρκετά εύθραυστο μέχρις ότου οι πόροι μεταξύ των σωματιδίων σκόνης εμποτιστούν με άλλη ρητίνη, όπως ένα κυανοακρυλικό. Αυτή η τεχνολογία έχει χρησιμοποιηθεί για την παραγωγή πορώδους πολυφωσφορικού ασβεστίου (CPP) για τη μηχανική ιστών. Τα σωματίδια CPP αναμιγνύονται με οξικό πολυβινύλιο και συνδέονται μεταξύ τους με έγχυση του συνδετικού υλικού το οποίο διαλύει το PVA παράγοντας συνδετικές γέφυρες μεταξύ

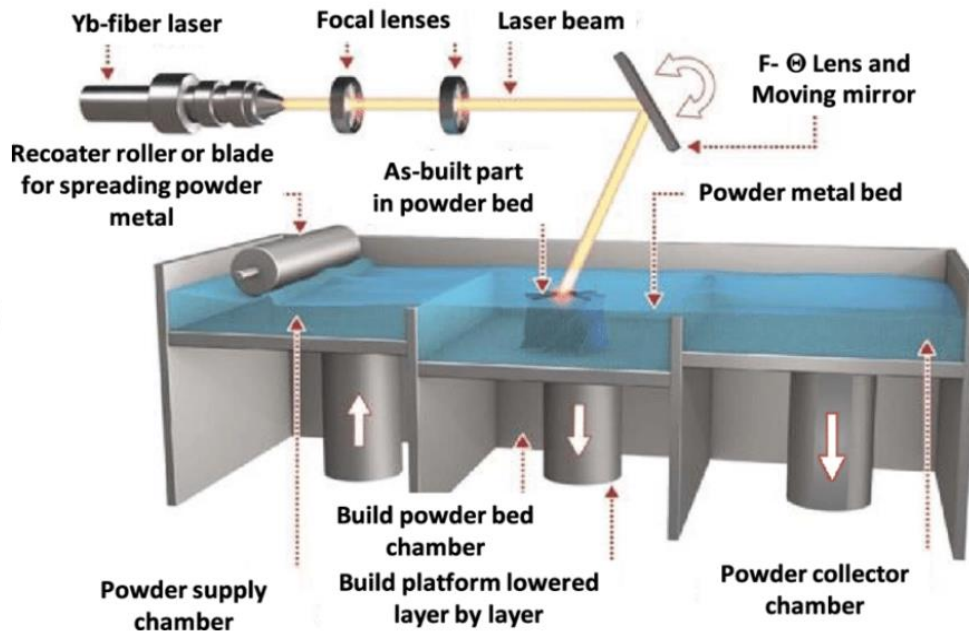
των σωματιδίων CPP. Το συνδεδειγμένο υλικό καίγεται και στη συνέχεια το αντικείμενο πυροσυσσωματώνεται, παράγοντας ένα πορώδες ικρίωμα. Αυτή η τεχνική έχει ένα ευρύ φάσμα οδοντιατρικών εφαρμογών, όπως η παραγωγή οδοντιατρικών μοντέλων, οδηγών ορθοδοντικών στηριγμάτων, χειρουργικών οδηγών για την τοποθέτηση εμφυτευμάτων, συσκευών άπνοιας κατά τη διάρκεια του ύπνου. Ένα ιδιαίτερο χαρακτηριστικό αυτής της τεχνολογίας είναι ότι μπορεί να εκτυπώσει ένα αντικείμενο χρησιμοποιώντας δύο υλικά με εντελώς διαφορετικές ιδιότητες. Χρησιμοποιώντας διαφορετικό συνδυασμό υλικών, μπορεί να χρησιμοποιηθεί αυτή η τεχνολογία για την ανάπτυξη έγχρωμων προθέσεων μαλακών ιστών.<sup>17</sup>

### **3.2.5 Εκτόξευση συνδεδειγμένου υλικού (Binder Jetting)**

Αυτή η διαδικασία χρησιμοποιεί κονιοποιημένο υλικό παρόμοιο με τη μέθοδο SLS για την παραγωγή ενός αντικειμένου, με τη διαφορά ότι χρησιμοποιεί μια κεφαλή εκτύπωσης inkjet αντί για ένα λέιζερ CO<sub>2</sub>, ρίχνει ένα υγρό συνδεδειγμένο υλικό πάνω στα σωματίδια σκόνης και εκτυπώνεται το αντικείμενο σύμφωνα με τις οδηγίες του CAD. Η μηχανή διαθέτει δύο έμβολα: ένα για την τροφοδοσία της ακατέργαστης σκόνης και ένα για το ανεβοκατέβασμα του θαλάμου κατασκευής. Μετά μια συγκεκριμένη ποσότητα χορηγείται (dispensed) ακατέργαστη σκόνη από το πρώτο έμβολο, ένα ρολό διανέμει και συμπιέζει τη σκόνη στην κορυφή του θαλάμου δόμησης. Ο εγχυτήρας μελάνης ρίχνει ένα υγρό συγκολλητικό "συνδεδειγμένο υλικό" πάνω στο σκόνη για να συγκολληθεί τα σωματίδια μεταξύ τους. Στη συνέχεια, το δεύτερο έμβολο που συγκρατεί το αντικείμενο κατεβαίνει κατά ένα πάχος στρώματος και τροφοδοτείται ένα νέο στρώμα ακατέργαστης σκόνης. Η διαδικασία επαναλαμβάνεται μέχρι να ολοκληρωθεί το αντικείμενο. Οι δομές στήριξης δεν απαιτούνται, καθώς τα χαλαρά, αδέσμευτα σωματίδια σκόνης υποστηρίζουν το αντικείμενο. Έπειτα ακολουθούν τα απαραίτητα στάδια μετεπεξεργασίας, π.χ. πυροσυσσωμάτωση ή διήθηση. Επιπλέον, η διαδικασία αυτή είναι σε θέση να παράγει πολύχρωμα αντικείμενα. Ωστόσο, ένα από τα μειονεκτήματά της είναι ότι παρατηρείται υψηλό πορώδες στα παραγόμενα αντικείμενα.<sup>23</sup>

### **3.2.6. Σύντηξη σκόνης σε κλίνη (Powder bed fusion, PBF)**

Η τεχνική της σύντηξης σκόνης σε κλίνη είναι από τις πιο διαδεδομένες λόγω του χαμηλού κόστους, αλλά και της δυνατότητας να κατασκευάζονται αντικείμενα από διαφορετικά υλικά όπως, πλαστικά, ύαλοι, μέταλλα και κράματα.<sup>26</sup>



Εικόνα 11. Συσκευή PBF

Στις τεχνικές που βασίζονται σε λέιζερ, το πάχος του στρώματος στην πλατφόρμα είναι συνήθως 100  $\mu\text{m}$  για σκόνες πολυμερούς και 20-100  $\mu\text{m}$  για μεταλλικές και κεραμικές σκόνες. Ωστόσο, στην PBF με βάση την δέσμη ηλεκτρονίων (π.χ. EBM), χρησιμοποιείται για τη διαδικασία, πάχος στρώματος 50-200  $\mu\text{m}$ . Αξίζει να σημειωθεί, ότι για την τεχνική εναπόθεσης κατευθυνόμενης ενέργειας (DED), ένα σύστημα προσθετικής τεχνικής για την κατασκευή μεταλλικών αντικειμένων, οι σκόνες που εφαρμόζονται είναι μεγαλύτερου πάχους στρώματος. Ένα τυπικό πάχος στρώματος είναι 100-800  $\mu\text{m}$  για την DED για κράματα υψηλής εντροπίας. Στη συνέχεια, η πλατφόρμα κατασκευής χαμηλώνει και ένα νέο στρώμα σκόνης απλώνεται πάνω στο προηγούμενο στρώμα χρησιμοποιώντας έναν κύλινδρο. Σε κάθε στρώμα, οι σκόνες λιώνουν ή πυροσυσσωματώνονται και συνδέονται μεταξύ τους καθώς ψύχονται. Η διαδικασία επαναλαμβάνεται έως ότου ολοκληρωθεί ολόκληρο το τεμάχιο/αντικείμενο. Μετά την ολοκλήρωση της σάρωσης με λέιζερ, οι χαλαρά προσδεμένες σκόνες απομακρύνονται από την πλατφόρμα κατασκευής και το εξάρτημα αφαιρείται από την πλάκα υποστρώματος χειροκίνητα ή με κατεργασία ηλεκτρικής εκκένωσης (EDM).<sup>27</sup>

Τα συστήματα που βασίζονται σε λέιζερ λειτουργούν υπό αδρανή ατμόσφαιρα (ειδικά για την επεξεργασία τιτανίου (Ti)), σε αντίθεση με το περιβάλλον κενού των συστημάτων με δέσμη ηλεκτρονίων. Παρόλο που τα συστήματα κενού στη



διαδικασία EBM είναι πιο ακριβά, παρουσιάζουν χαμηλότερες υπολειμματικές τάσεις από τα συστήματα που βασίζονται σε λέιζερ. Ως αποτέλεσμα, τα εξαρτήματα που έχουν υποστεί επεξεργασία με δέσμη ηλεκτρονίων μπορούν να χρησιμοποιηθούν χωρίς καμία εργασία χαλάρωσης των τάσεων.<sup>27</sup>

Οι τεχνολογίες PBF περιλαμβάνουν την επιλεκτική τήξη με λέιζερ (SLM), την επιλεκτική πυροσυσσωμάτωση με λέιζερ (SLS), την άμεση πυροσυσσωμάτωση με λέιζερ (DMLS) και τη τήξη με δέσμη ηλεκτρονίων (EBM) ή επιλεκτική τήξη δέσμης ηλεκτρονίων (SEBM). Σε όλες αυτές τις μεθόδους, η θερμότητα χρησιμοποιείται για τη σύντηξη των κονιοποιημένων υλικών. Οι διαφορές μεταξύ αυτών των τεχνολογιών έγκεινται στην πηγή ενέργειας και το είδος της σκόνης που χρησιμοποιείται.<sup>25, 27, 28</sup>

### **3.2.7. Ελασματοποίηση φύλλων (Sheet Lamination)**

Στη διαδικασία κατασκευής πλαστικοποιημένων αντικειμένων (Laminated Object Manufacturing, LOM), ένα χρησιμοποιείται ένα στερεό φύλλο υλικού. Η τεχνική αυτή έχει τη δυνατότητα να συνδυάσει τόσο προσθετικές όσο και αφαιρετικές τεχνολογίες για την κατασκευή ενός αντικειμένου στρώμα προς στρώμα. Τα στρώματα ενώνονται μεταξύ τους με την εφαρμογή θερμότητας και πίεσης με θερμική συγκολλητική επίστρωση. Το υλικό κατασκευής διανέμεται από ένα ρολό, στη συνέχεια ένα φύλλο υλικού απλώνεται σε μια κινητή πλατφόρμα κατασκευής και ένα λέιζερ κόβει το αντικείμενο σύμφωνα με το σχεδιασμένο μοντέλο CAD σε πάχος ενός στρώματος. Το ανεπιθύμητο υλικό κόβεται σε ορθογώνια και μπορεί εύκολα να αφαιρεθεί μετά την ολοκλήρωση της διαδικασίας. Επιπλέον, το άχρηστο υλικό μπορεί να λειτουργήσει ως δομή στήριξης. Τα στρώματα στη συνέχεια συγκολλούνται μεταξύ τους όταν ο θερμαινόμενος κύλινδρος συμπιέζει το φύλλο και ενεργοποιεί μια θερμοευαίσθητη πρόσφυση. Η διαδικασία επαναλαμβάνεται έως ότου μέχρι να κατασκευαστεί το αντικείμενο. Η διαδικασία είναι χαμηλού κόστους, παράγει μεγάλα αντικείμενα που είναι σχετικά ισχυρά και ανθεκτικά στη θερμοκρασία, αλλά υπάρχει η πιθανότητα αποκόλλησης των φύλλων από το τρισδιάστατο εκτυπωμένο αντικείμενο. Το μειονέκτημα της LOM είναι ότι παράγει απόβλητα ως αποτέλεσμα των αφαιρετικών χαρακτηριστικών του, παράγει αντικείμενα με χαμηλή ευκρίνεια, ενώ δεν μπορούν να κατασκευαστούν αντικείμενα με πολύπλοκες εσωτερικές γεωμετρίες.<sup>23</sup>

### **3.2.8. Μέθοδος του Laser ξηράς διαμόρφωσης (LENS-Laser Engineering Net Shaping)**

Η μηχανική διαμόρφωση δικτύου με λέιζερ (LENS) είναι ένας τύπος διεργασιών προσθετικής μεθόδου (AM) που χρησιμοποιείται κυρίως για μεταλλικά υλικά. Αυτή η μέθοδος είναι πολύ κοντά στην SLM με μικρές διαφορές. Σε αυτή την τεχνική, μια ελεγχόμενη από τον υπολογιστή κεφαλή κινείται πάνω από μια επιφάνεια και τα υλικά σε σκόνη τροφοδοτούνται σε ακροφύσια που είναι ομοαξονικά με την κεφαλή λέιζερ. Η πίεση αέρα ή αδρανών αερίων ωθεί το υλικό τροφοδοσίας προς την κεφαλή του λέιζερ και αφού φτάσει στην επιφάνεια, τα υλικά λιώνουν από ένα εστιασμένο σημείο λέιζερ με ρυθμιζόμενες πυκνότητες ενέργειας. Παρόμοιο με το SLM, η πυκνότητα των εξαρτημάτων που κατασκευάζονται με το LENS είναι πάνω από 99% και έχουν αξιόπιστη απόδοση σε μηχανική και χημικά περιβάλλοντα. Αυτή η διαδικασία είναι σε θέση να κατασκευάσει πολύπλοκες γεωμετρίες και πάλι παρόμοια με άλλες διαδικασίες AM, για ορισμένα σχέδια, χρειάζεται στηρίγματα και προεξοχές για να μειωθεί η παραμόρφωση του εξαρτήματος κατά τη διάρκεια της διαδικασίας.

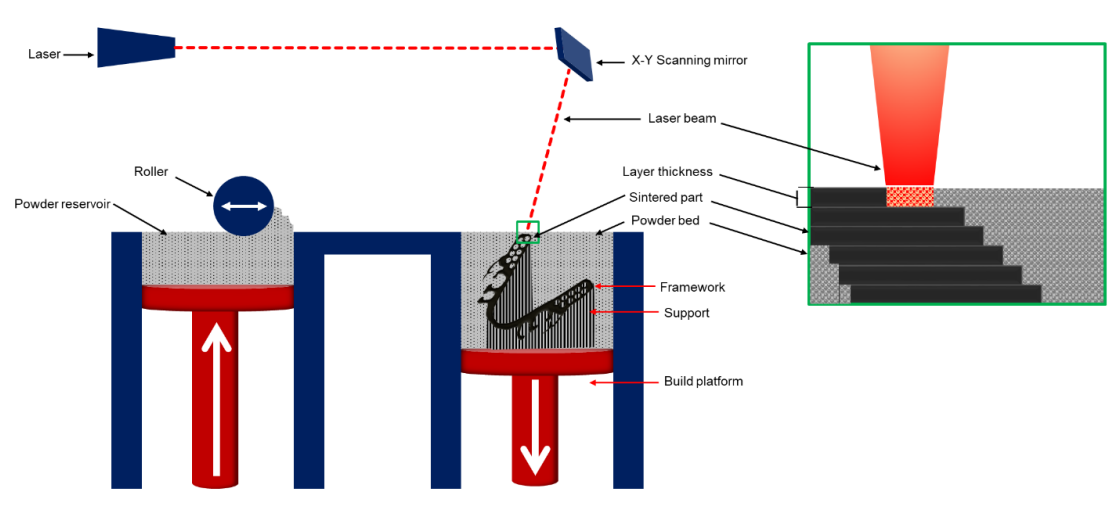
Από την άλλη πλευρά, η ρέουσα πρώτη ύλη μπορεί να διευκολύνει την ψύξη των εναποτιθέμενων υλικών και να ενισχύσει την πυκνότητα και την ακεραιότητα της δομής. Παρόλο που η εν λόγω διαδικασία βασίζεται σε σκόνη, έχει αναφερθεί στη βιβλιογραφία ότι ράβδοι, σύρματα και μεγαλύτερα σωματίδια μπορούν να χρησιμοποιηθούν ως υλικά τροφοδοσίας. Το LENS είναι σε θέση να κατασκευάσει ανθεκτικά και δύσκολα κοπτόμενα υλικά όπως το inconel (υπερκράματα Ni, Cr και Fe μαζί με άλλα μέταλλα), το Ni-Ti, ο ανοξειδωτος χάλυβας και ορισμένα άλλα μαλακά μέταλλα όπως το αλουμίνιο και το χαλκό. Όπως είναι γνωστό, το Al και ο Cu έχουν υψηλή ανακλαστικότητα και δημιουργούν δυσκολίες κατά την επεξεργασία με λέιζερ, αλλά σε αυτή τη μέθοδο, αυτή η αρνητική επίδραση ελαχιστοποιείται ή σε ορισμένες περιπτώσεις, εξαλείφεται. Οι παράμετροι που επηρεάζουν διαδικασία και την ποιότητα των εξαρτημάτων είναι ο ρυθμός τροφοδοσίας των υλικών, η ανακλαστικότητα των υλικών, το σημείο τήξης της πρώτης ύλης, η ισχύς του λέιζερ και η ταχύτητα σάρωσης του λέιζερ. Με τη ρύθμιση αυτών των παραμέτρων, υπάρχει ένα ευρύ φάσμα ευελιξίας στην κατασκευή διαφορετικών υλικών. Η μόνη ανεπάρκεια του LENS σε σύγκριση με το SLM είναι η χαμηλότερη γεωμετρική ακρίβεια η οποία απαιτεί μεταγενέστερη επεξεργασία, όπως κατεργασία υψηλής

ταχύτητας. Επίσης, έχει αναφερθεί ότι σε ορισμένες πολύπλοκες κατασκευές, είναι απαραίτητη η τελική θερμική επεξεργασία. Το σημαντικότερο πλεονέκτημα αυτής της διαδικασίας είναι ότι μπορεί να εναποθέσει υλικά σε σημεία που πρέπει να συμπληρωθούν. Για παράδειγμα, σε ακριβές μήτρες και καλούπια διαμόρφωσης, εάν υπάρχει μια τρύπα, μια ρωγμή ή οποιοδήποτε άλλο φυσικό πρόβλημα, μπορεί εύκολα να γεμίσει με το επιθυμητό υλικό με τη χρήση LENS.

### 3.3. Μέθοδοι κατασκευής σκελετών μ.ο. με ψηφιακή τεχνολογία

#### Κατασκευή με τη τεχνική SLM

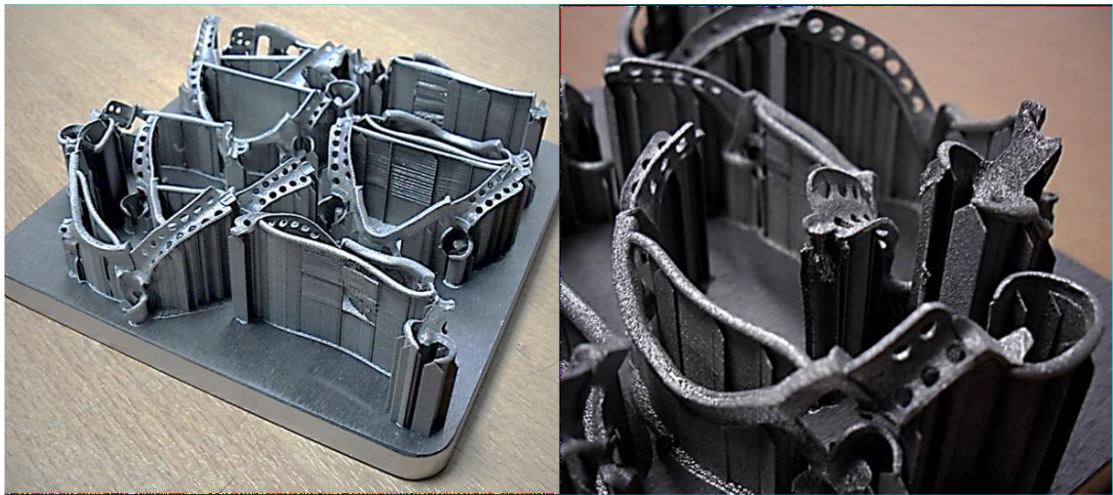
Το πρώτο βήμα της επεξεργασίας ενός αντικειμένου με την τεχνολογία τήξης με λέιζερ ξεκινά με το σχεδιασμό του τρισδιάστατου αντικειμένου στο σαρωμένο μοντέλο με τη χρήση ενός συστήματος σχεδιασμού με τη βοήθεια υπολογιστή (CAD). Στη συνέχεια, χρησιμοποιείται ειδικό λογισμικό CAD για να τεμαχίσει το σχεδιασμένο τρισδιάστατο αντικείμενο (αρχείο STL) σε πολλαπλά στρώματα με καθορισμένο πάχος και προσθέτει στηρίγματα μεταξύ του αντικειμένου και πλατφόρμας παραγωγής. Τα στηρίγματα προστίθενται για να αποφευχθεί η κατάρρευση των υλικών κατασκευής. Μετά τη μεταφόρτωση του αρχείου σχεδιασμού στο σύστημα τήξης με λέιζερ, η διαδικασία παραγωγής ξεκινά με την εξάπλωση ενός λεπτού στρώματος σκόνης κράματος σε μια πλατφόρμα παραγωγής με ακριβές πάχος 20-100  $\mu\text{m}$  και μέγεθος σωματιδίων σκόνης 25-45  $\mu\text{m}$  (Εικόνα 12).



**Εικόνα 12.** Σχηματική παράσταση της διαδικασίας SLM για τη κατασκευή μεταλλικού σκελετού Μ.Ο<sup>13</sup>.

Στη συνέχεια, η κατευθυνόμενη δέσμη λέιζερ τήκει ή λιώνει τη σκόνη μόνο σε ένα καθορισμένο σημείο που ορίζεται από το αρχείο δεδομένων CAD, ενώ τα

υπόλοιπα σωματίδια σκόνης παραμένουν ανεπηρέαστα. Για το επόμενο στρώμα, η πλατφόρμα παραγωγής μετακινείται προς τα κάτω σε απόσταση πάχους ενός στρώματος και ένα νέο στρώμα σκόνης εφαρμόζεται ξανά πάνω στο προηγούμενο και το λέιζερ συντηρεί ή λιώνει τη σκόνη με το προηγούμενο στρώμα. Η διαδικασία αυτή συνεχίζεται, στρώμα προς στρώμα, μέχρι την ολοκλήρωση του αντικειμένου (Εικόνα 13).



**Εικόνα 13.** Εικόνες με τους σκελετούς M.O. μετά της διαδικασία SLM<sup>13</sup>.

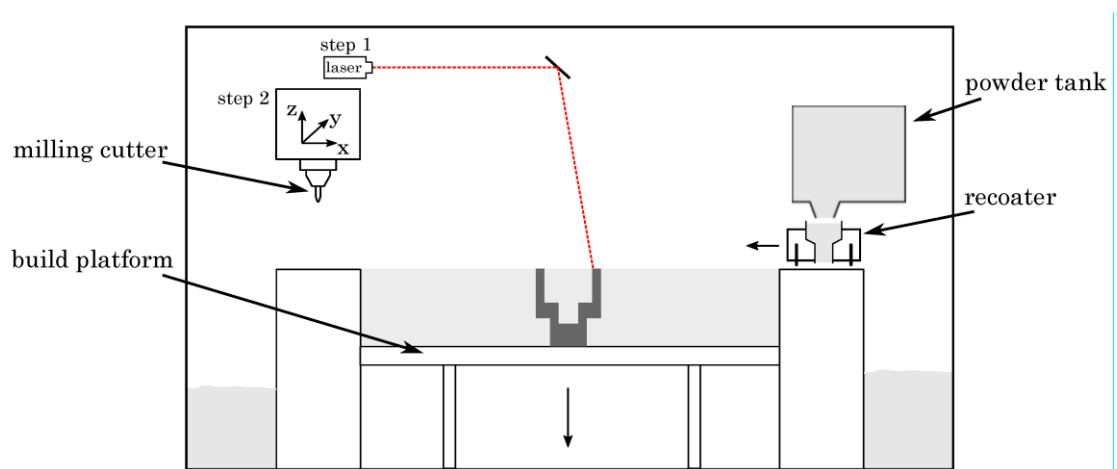
Πρέπει να σημειωθεί ότι είναι σημαντικό να επιλέγονται οι κατάλληλες παράμετροι επεξεργασίας (π.χ. ρυθμός σάρωσης, ισχύς λέιζερ και πάχος στρώματος) για κάθε οδοντιατρικό υλικό και εφαρμογή, καθώς οι παράμετροι αυτές μπορούν να αλλάξουν τις ιδιότητες των επεξεργασμένων αντικειμένων (π.χ. ακρίβεια, πυκνότητα, τραχύτητα επιφάνειας, σκληρότητα και αντοχή). Επίσης, ο προσανατολισμός κατασκευής μπορεί να αλλάξει τις μηχανικές, φυσικές ιδιότητες του αντικειμένου, οι οποίες πρέπει να λαμβάνονται υπόψη κατά την επεξεργασία.

Η διαδικασία μετα-επεξεργασίας απαιτείται συνήθως για τη βελτίωση των ιδιοτήτων του τελικού τρισδιάστατου αντικειμένου και περιλαμβάνει τα ακόλουθα βήματα. Πρώτον, τα χαλαρά σωματίδια σκόνης καθαρίζονται από το επεξεργασμένο αντικείμενο για να απομακρυνθεί τυχόν μη πυροσυσσωματωμένη σκόνη που έχει κολλήσει στην επιφάνεια. Στη συνέχεια, αφαιρείται η δομή στήριξης που συνδέει το τρισδιάστατο αντικείμενο με την πλατφόρμα παραγωγής. Στη συνέχεια, εφαρμόζεται συνήθως θερμική επεξεργασία στο τελικό τρισδιάστατο αντικείμενο σύμφωνα με τις οδηγίες των κατασκευαστών για ένα χρονικό διάστημα για την ενίσχυση των μηχανικών και μικροδομικών ιδιοτήτων. Η θερμική μετεπεξεργασία χρησιμοποιείται

για την ανακούφιση από τις υπολειμματικές τάσεις και τη βελτίωση των μηχανικών ιδιοτήτων των μετάλλων, ενώ έχει πολύ σημαντικές επιδράσεις στη δομή των κόκκων του επεξεργασμένου υλικού. Η θερμική επεξεργασία για τα κράματα γίνεται συνήθως σε θερμοκρασία 800-450°C για 30-60 λεπτά σε διάφορα στάδια. Για παράδειγμα, οι θερμικές κατεργασίες μετά την επεξεργασία για το κράμα Co-Cr εφαρμόζονται σε 3 στάδια. Το αντικείμενο θερμαίνεται στους 450° C για 45 λεπτά, στους 750 °C για 60 λεπτά και στη συνέχεια ψύχεται γρήγορα. Οι θερμικές επεξεργασίες μετά την επεξεργασία για κράμα Ti εφαρμόζονται σε στάδια, το αντικείμενο θερμαίνεται στους 750° C για 2 ώρες, στους 900° C για 2 ώρες και στη συνέχεια ψύχεται γρήγορα. Τέλος, η επιφάνεια των τελικών μεταλλικών αντικειμένων περιλαμβάνει διάφορα στάδια λείανσης και στίλβωσης (όπως ηλεκτρολυτική στίλβωση) πριν από την αποστολή τους στην κλινική.<sup>13</sup>

### **Υβριδική τεχνική SLM/milling**

Για τη κατασκευή με την υβριδική τεχνική, χρησιμοποιήθηκε ένα Lumex Avance- 25 (Matsuura Machinery GmbH, Wiesbaden, Γερμανία), συνδυάζοντας τη τεχνική SLM και τη τεχνική κοπής με τρεις άξονες υψηλής ταχύτητας, όπως απεικονίζεται σχηματικά στην Εικόνα 14. Η διαδικασία SLM (βήμα 1) ακολουθεί τη συμβατική διαδικασία της κατασκευής, η οποία περιλαμβάνει τη στρωματοποιημένη δόμηση του αντικειμένου με την επιλεκτική τήξη με λέιζερ, η οποία έχει εξεταστεί εκτενώς. Η κοπή υψηλής ταχύτητας (βήμα 2) πραγματοποιείται με σύστημα κοπής 3 αξόνων, επεξεργάζοντας τις επιφάνειες του περιγράμματος μεταξύ ενός προκαθορισμένου αριθμού επιλεκτικά λιωμένων στρωμάτων λέιζερ (συνήθως δέκα).



**Εικόνα 14.** Υβριδική διαδικασία κατασκευής<sup>40</sup>.

Για την τεχνική SLM, η μηχανή είναι εξοπλισμένη με ένα λέιζερ ινών υπτρίου  $P_L = 500\text{W}$ , YLM-500 (IPG Laser GmbH, Burbach, Γερμανία) με μήκος κύματος λειτουργίας  $\lambda = 1070\text{nm}$  και μέγεθος κηλίδας  $d_{\text{spot}} = 200\ \mu\text{m}$  στη θέση εστίασης. Η μηχανή επεξεργάζεται υπό ατμόσφαιρα αζώτου με επίπεδο οξυγόνου μικρότερο από 3,0%. Για να διατηρηθεί το αντικείμενο σε αυξημένη θερμοκρασία, ώστε να αποφευχθεί η παραμόρφωση λόγω υπολειμματικών τάσεων, η πλατφόρμα κατασκευής διατηρείται σε θερμοκρασία  $\theta_{\text{plate}} = 50\ ^\circ\text{C}$ . Ο μέγιστος όγκος κατασκευής είναι  $250\text{mm} \times 250\text{mm} \times 185\text{mm}$  (πλάτος  $\times$  βάθος  $\times$  ύψος). Οι παράμετροι που χρησιμοποιήθηκαν αναφέρονται στον πίνακα 2.

**Πίνακας 2.** Παράμετροι διαδικασίας SLM<sup>40</sup>

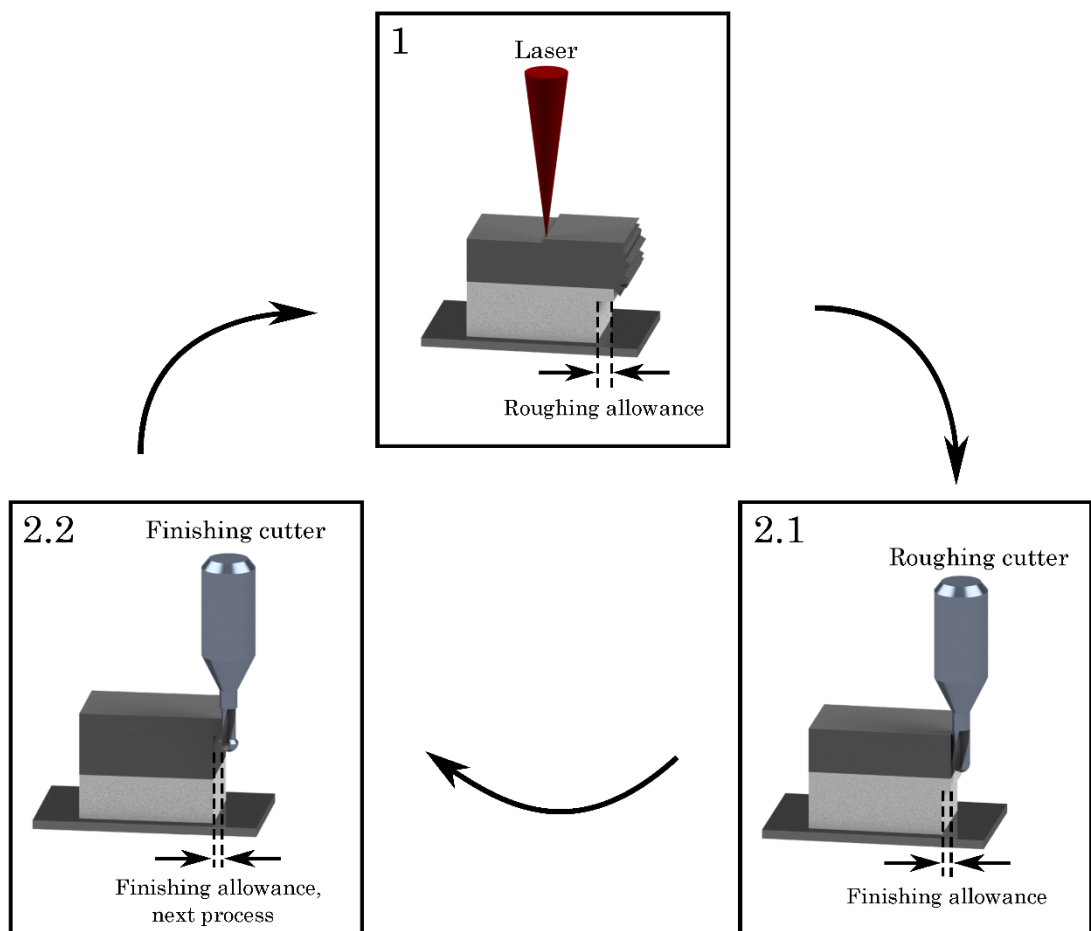
	Laser Power (W)	Scan Speed (mm/s)	Hatch distance ( $\mu\text{m}$ )
Area	320	700	0,12
Contour	320	1400	-
Support	320	700	0,12

Το σύστημα κοπής τριών αξόνων ουσιαστικά δεν διαφέρει από το τυπικό βιομηχανικό σύστημα κοπής υψηλής ταχύτητας. Η άτρακτος υψηλής ταχύτητας λειτουργεί με μέγιστη ταχύτητα 45.000 στροφών ανά λεπτό, δουλεύοντας με μέγιστη ροπή περιστροφής 1,31 Nm, αποκτώντας πρόσβαση σε ένα εργαλειοθήκη με 20 διαφορετικά εργαλεία. Ωστόσο, αξίζει να σημειωθεί, ότι σε σύγκριση με ένα συμβατικό σύστημα κοπής δεν μπορεί να χρησιμοποιηθεί λιπαντικό ψύξης κατά τη κοπή εντός του στρώματος σκόνης. Έτσι, η διαδικασία κοπής υψηλής ταχύτητας αποτελεί μια έννοια ξηρής κατεργασίας, που αντιμετωπίζει προκλήσεις όπως, π.χ., η υπέρβαση των συνθηκών θερμοκρασίας ή η αυξημένη φθορά των εργαλείων. Στη μελέτη χρησιμοποιούνται τυπικές παράμετροι της διεργασίας κοπής (Πίνακας 3).

**Πίνακας 3.** Παράμετροι διαδικασίας κοπής<sup>40</sup>

	Z-Pitch (mm)	Spindle Speed (rot/s)	Feed Rate (mm/min)
Roughing cutter	0,15	30,000	2,000
End-mill	0,1	30,000	1,600

Οι χρησιμοποιούμενες φρέζες είναι κοπτικά εργαλεία από στερεό καρβίδιο με νανοκράμα που αποτελείται από αλουμίνιο, τιτάνιο και πυρίτιο για τη μείωση των χαρακτηριστικών φθοράς (Mitsubishi Materials Corporation GmbH, Meerbusch, Γερμανία). Η διαδικασία κοπής, όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, ενσωματώνεται άμεσα στην προσθετική διαδικασία, πράγμα που σημαίνει ότι η διαδικασία SLM διακόπτεται μετά από αρκετές στρώσεις για τη κοπή των προηγούμενων κατασκευασμένων αντικειμένων. Στην εικόνα 15 απεικονίζονται τα επιμέρους βήματα της υβριδικής προσθετικής κατασκευαστικής προσέγγισης. Η SLM κατασκευάζει, κατά την τυπική διαδικασία, δέκα στρώματα με πάχος  $h_{\text{layer}} = 50 \text{ m}$  το καθένα, εισάγοντας υλικό για τη διαδικασία κοπής (Εικόνα 15).



**Εικόνα 15.** Η μέθοδος κοπής δυο σταδίων για την υβριδική τεχνική<sup>40</sup>

Η διαδικασία κοπής διαιρείται σε ένα βήμα λείανσης και ένα βήμα στίλβωσης με τη χρήση δύο διαφορετικά εργαλεία. Τα δύο στάδια της διαδικασίας κοπής

αφαιρούν σταδιακά υλικό  $d_{x/y} = 150 \text{ m}$  το οποίο προστίθεται στην ονομαστική κατασκευασμένη γεωμετρία από την SLM. Το βάθος κοπής της λείανσης αντιπροσωπεύει 120  $\mu\text{m}$ , το οποίο αφαιρείται κατεβαίνοντας τη γεωμετρία, ξεκινώντας από το τελευταίο κατασκευασμένο στρώμα. Στη συνέχεια, η λείανση-στίλβωση, παρέχει τις τελικές διαστάσεις και μια λεία επιφάνεια, εξασφαλίζοντας έτσι την τελική ποιότητα του κατασκευασμένου αντικειμένου.<sup>40</sup>

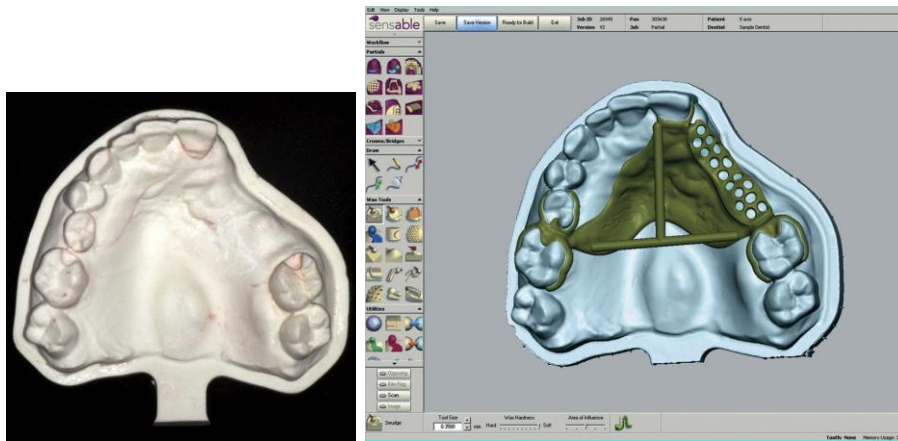
### **Υβριδική Τεχνική SLS/CAST**

Σύμφωνα με αυτήν την υβριδική τεχνική με την τεχνολογία CAD-CAM κατασκευάζεται το ομοίωμα του σκελετού από ένα πλήρως καιόμενο υλικό, το οποίο σε δεύτερο χρόνο επενδύεται και χυτεύεται σύμφωνα με την συμβατική τεχνική.

Για την κατανόηση της μεθόδου παρουσιάζεται στη συνέχεια περιστατικό της υβριδικής τεχνικής του συνδυασμού της SLM και της χύτευσης.

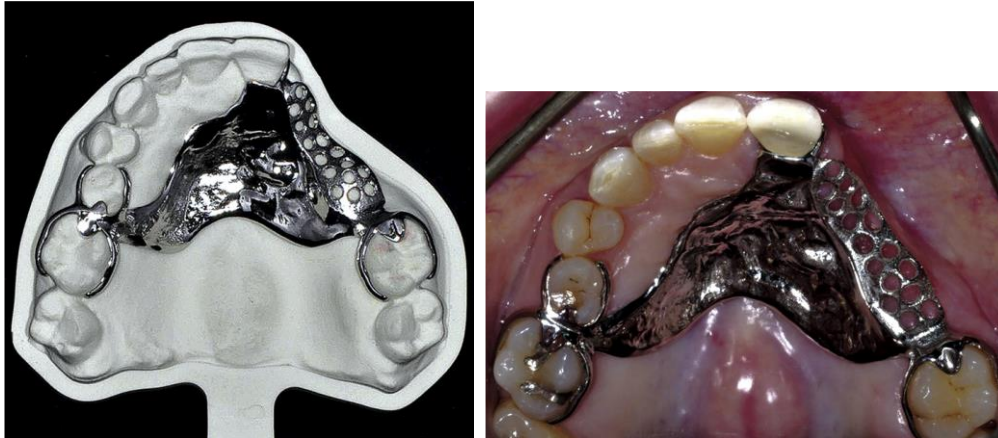
Ολόκληρο το τόξο της άνω γνάθου του ασθενούς, συμπεριλαμβανομένων των σκληρών και μορφολογία των μαλακών ιστών, αποτυπώθηκε ψηφιακά με τον ενδοστοματικό σαρωτή ανοικτού κώδικα (Cadent iTero, Align Technology). Χρησιμοποιήθηκαν περίπου 28 σαρώσεις για την αποτύπωση των δοντιών και της σύγκλεισης, ενώ επιπλέον 25 σαρώσεις χρησιμοποιήθηκαν για τη βελτίωση της αποτύπωσης των εδρών ανάπαυσης, των οδηγών επιφανειών, των μαλακών ιστών και της άνω γνάθου. Άλλες 28 σαρώσεις χρησιμοποιήθηκαν για την αποτύπωση της οδοντοστοιχίας της κάτω γνάθου, με συνολικό αριθμό σαρώσεων 81. Αν αφαιρεθούν οι αρχικές δοκιμαστικές και δοκιμαστικές σαρώσεις για την καταγραφή των μαλακών ιστών, ο συνολικός χρόνος σάρωσης ήταν περίπου 17 λεπτά. Το ψηφιακό αρχείο σάρωσης στάλθηκε στην Cadent iTero με ένα εργαστηριακό έντυπο εξουσιοδότησης εργασίας για επεξεργασία και την κατασκευή εκμαγείων. Μετά η εικόνα επεξεργάστηκε από την Cadent iTero, και κατασκευάστηκε με τη μέθοδο κοπής το εκμαγείο από πολυουρεθάνη (Εικ. 16Α) μαζί με το αντίθετο εκμαγείο της κάτω γνάθου.<sup>41</sup>





**Εικόνα 16.** Α) Εκμαγείο πολυουρεθάνης. Β) Σχεδιασμός σκελετού. <sup>41</sup>

Αυτά τα εκμαγεία και οι επεξεργασμένες ψηφιακές πληροφορίες στάλθηκαν στο εργαστήριο, όπου ένα σύστημα σχεδιασμού (SensAble System- SensAble Technologies Inc) χρησιμοποιήθηκε για το σχεδιασμό και την κατασκευή του σκελετού. Το εικονικό εκμαγείο σχεδιασμού δημιουργήθηκε με το λογισμικό SensAble. Ο σκελετός σχεδιάστηκε (Εικ. 16B). βάσει του εντύπου έγκρισης εργαστηριακής εργασίας και των εικόνων του ψηφιακού σχεδίου που είχαν ληφθεί. Αφού εγκρίθηκε το σχέδιο, ένα πρότυπο ρητίνης του εικονικά σχεδιασμένου σκελετού δημιουργήθηκε με RP (τρισεδιάστατη εκτύπωση) και στη συνέχεια χυτεύτηκε με κράμα χρωμιο-κοβαλτίου (Wironium Plus, Bego) με τη συμβατική τεχνική χύτευσης. Το πρότυπο ρητίνης εκχυλίστηκε και επενδύθηκε (WiroFast; Bego). Το επενδυμένο πρότυπο ρητίνης τοποθετήθηκε σε κλίβανο καύσης αερίου (Miditherm 200 MP, Bego) και θερμάνθηκε αρχικά στους 650<sup>0</sup>C για 30 λεπτά, η θερμοκρασία στη συνέχεια αυξήθηκε στους 1010<sup>0</sup>C. Η επένδυση τοποθετήθηκε σε μηχανή επαγωγικής χύτευσης (Fornax T; Bego) και το κράμα χύνεται στους 1440<sup>0</sup>C. Ο χυτός μεταλλικός σκελετός λειαίνεται και στυλβώνεται με συμβατικό τρόπο. <sup>41</sup>



**Εικόνα 17.** Α) Ο σκελετός στο εκμαγείο πολυουρεθάνης. Β) Ο σκελετός στη στοματική κοιλότητα.<sup>41</sup>

Ο σκελετός, το εκμαγείο από πολυουρεθάνη της άνω γνάθου (Εικ. 17Α), ένα αντίγραφο του σκελετού από ρητίνη (προαιρετικά), και η κάτω γνάθος παραλήφθηκαν για δοκιμαστική τοποθέτηση και άρθρωση. Ο σκελετός κρίθηκε ότι έχει άριστη εφαρμογή όταν αξιολογήθηκε στο στόμα (Εικ. 17Β).<sup>41</sup>

# **ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ**

Η μηδενική υπόθεση εργασίας είναι ότι δεν υπάρχουν διαφορές ανάμεσα στη συμβατική τεχνική χύτευσης με την τεχνική της επιλεκτικής τήξης με λέιζερ (SLM).

### **Διερεύνηση Βιβλιογραφίας**

Η διερεύνηση των επιστημονικών άρθρων έγινε σε τρεις επιστημονικές βάσεις δεδομένων, τη Pubmed, τη Science Direct και Google Scholar. Τα αποτελέσματα έδειξαν από τη βάση δεδομένων Pubmed 503, Google Scholar 1307 και από Science Direct 253, σύνολο 2066 άρθρα από τις βάσεις εξαιρέθηκαν τα διπλά, αυτά που ήταν εκτός αντικειμένου καθώς και αυτά που δεν έδιναν στοιχεία για τη μεθοδολογία τους. Τα άρθρα που τελικά χρησιμοποιήθηκαν για το ειδικό μέρος είναι 79. Οι λέξεις κλειδιά χρησιμοποιήθηκαν μόνες τους ή και σε συνδυασμό μεταξύ τους και είναι οι παρακάτω:

Additive manufacturing, laser bed fusion, selective laser melting, SLM, stereolithography, SLA, selective laser sintering, SLS, lost-wax technique, conventional casting, direct metal laser sintering, DMLS, material jetting, direct energy deposition, multijet printing, material extrusion, cobalt-chromium alloys, CAD/CAM, casting, milling, removable partial dentures, partially edentulous, RPD frameworks, partial denture framework, 3D printing, rapid prototyping, PEEK, BioHPP, AKP, aryl ketone polymer, polyaryllketone, polyamide, polyoxymethylene, process parameters, repeatability, reproducibility, application, heat treatment, mechanical properties, microstructure, bioinks, bioprinting, digital dentistry, quality control, accuracy, ultimate tensile stress, hardness, elasticity modulus, yield strength, ductility, elongation, fatigue resistance, flexural strength, impact strength, fracture load, residual stress, build orientation, grain morphology, fit, adaptation, trueness, retention, retentive forces, gap, internal fit, marginal discrepancy, fitness, biocompatibility, cytotoxicity, metal ion release, cell viability, clasp fitting, major connector adaptation, rest fitting, porosity, corrosion resistance.

Στο τέλος της παρούσας διπλωματικής παρουσιάζεται πίνακας-χάρτης βιβλιογραφία ο οποίος συντάχθηκε με σκοπό να παραθέσει όλες τις εργασίες του ειδικού μέρους κατά χρονολογική σειρά δημοσίευσης με πολύ περιεκτικές πληροφορίες αναφορικά με τις μεθόδους, τα αποτελέσματα και τα συμπεράσματα αυτών των εργασιών. Σκοπός αυτού του πίνακα είναι να δοθεί στον αναγνώστη η δυνατότητα άμεσης σύγκρισης των αποτελεσμάτων μεταξύ των εργασιών.

## 4. Επιλεκτική Τήξη ή Σύντηξη με Laser ή με δέσμη ηλεκτρονίων

### 4.1. Επιλεκτική τήξη δέσμης ηλεκτρονίων (SEBM-Selective Electron Beam Melting)

Η επιλεκτική τήξη με δέσμη ηλεκτρονίων (SEBM) είναι ένας τύπος προσθετικής κατασκευής για την παραγωγή μεταλλικών εξαρτημάτων καθαρής διαμόρφωσης (net shape). Είναι παρόμοια με τη σύντηξη με λέιζερ και την τήξη με λέιζερ. Η τεχνολογία κατασκευάζει εξαρτήματα με τήξη μεταλλικής σκόνης στρώμα προς στρώμα με δέσμη ηλεκτρονίων ως πηγή θερμότητας σε υψηλό κενό ( $10^{-4}$  –  $10^{-5}$  mbar), το οποίο έχει ιδιαίτερη σημασία για μέταλλα και κράματα με υψηλή συγγένεια σε αέρια όπως το οξυγόνο και το άζωτο. Εφαρμόζεται μια μικρή πίεση ηλίου ("ελεγχόμενο κενό")  $10^{-3}$  mbar για την αποφυγή ηλεκτροστατικής φόρτισης και τα λεγόμενα φαινόμενα καπνού, που μπορούν να οδηγήσουν σε τερματισμό της διαδικασίας.<sup>17,31</sup> Η ροή ηλεκτρονίων δημιουργείται με τη θέρμανση ενός νήματος βολφραμίου ή μια κάθοδο εξαβοριδίου του λανθανίου ( $\text{LaB}_6$ ), τα ηλεκτρόνια επιταχύνονται στα 60 keV εστιάζονται και εκτρέπονται με τη βοήθεια ηλεκτρομαγνητικών φακών. Το ρεύμα δέσμης κυμαίνεται μεταξύ 1 και 50 mA με αποτέλεσμα μέγιστη ισχύ δέσμης περίπου 3 kW. Σε αντίθεση με το νήμα βολφραμίου, όπου η διάμετρος της δέσμης (περίπου 350  $\mu\text{m}$ ) αυξάνεται έντονα όταν η ισχύς της δέσμης υπερβαίνει το 1 kW, η δέσμη που παράγεται με κάθοδο  $\text{LaB}_6$  είναι πολύ πιο σταθερή. Το πλάτος της δέσμης είναι σχεδόν σταθερό μέχρι ισχύς 3 kW. Ωστόσο, η κάθοδος  $\text{LaB}_6$  είναι πολύ ευαίσθητη στα φαινόμενα καπνού και στην πραγματικότητα εφαρμόζεται μόνο για την επεξεργασία τιτανίου. Το αντικείμενο κατασκευάζεται στρώμα προς στρώμα. Κάθε στρώμα δημιουργείται σε τέσσερα βήματα. Μετά την ολοκλήρωση του τελευταίου στρώματος, το εξάρτημα ψύχεται εντός της μηχανής. Η ψύξη συνήθως επιταχύνεται με το γέμισμα του θαλάμου επεξεργασίας με ήλιο.<sup>31</sup>

Η τεχνική αυτή, χρησιμοποιεί ηλεκτρόνια αντί για φως, με αποτέλεσμα η ενέργεια της δέσμης να είναι πολύ υψηλή. Κατά συνέπεια, σε αντίθεση με ορισμένες τεχνικές πυροσυσσωμάτωσης μετάλλων, τα εξαρτήματα είναι πλήρως πυκνά, χωρίς κενά και εξαιρετικά ισχυρά. Η τεχνολογία αυτή έχει ήδη βρει ευρεία εφαρμογή στην ορθοπεδική και τη γναθοπροσωπική χειρουργική για την κατασκευή εξατομικευμένων εμφυτευμάτων. Ένα από τα κύρια ευρήματα είναι η δυνατότητα

δημιουργίας εξαιρετικά πορωδών δομών σε μια σειρά κραμάτων, όπως cp-Ti, Ti-6Al-4V και Co/Cr. Το δυνητικό πλεονέκτημα των πορωδών δομών πλέγματος ή αφρού είναι ότι οι μηχανικές ιδιότητες μπορούν να προσαρμοστούν ώστε να ανταποκρίνονται περισσότερο σε εκείνες του οστού, ιδίως το μέτρο ελαστικότητας, το οποίο μπορεί να συμβάλει στην αποτροπή της θωράκισης από την τάση. Επιπλέον, η πορώδης δομή επιτρέπει την εισχώρηση του οστού και παρέχει καλύτερη στερέωση του εμφυτεύματος. Η ακρίβεια της EBMM κυμαίνεται μεταξύ 0,3-0,4 mm και το φινίρισμα της επιφάνειας τείνει να είναι τραχύ με τιμή Ra της τάξης των 25 μm. Αυτό μπορεί να είναι επαρκές για την κατασκευή μεγαλύτερων εμφυτευμάτων, όπως αυτά που χρησιμοποιούνται στην ορθοπεδική και γναθοπροσωπική ανακατασκευή, αλλά δεν θα ήταν ικανοποιητικά για την κατασκευή σκελετών στεφανών και γεφυρών.<sup>17,31</sup>

#### **4.2. Επιλεκτική πυροσυσσωμάτωση με λέιζερ (SLS)**

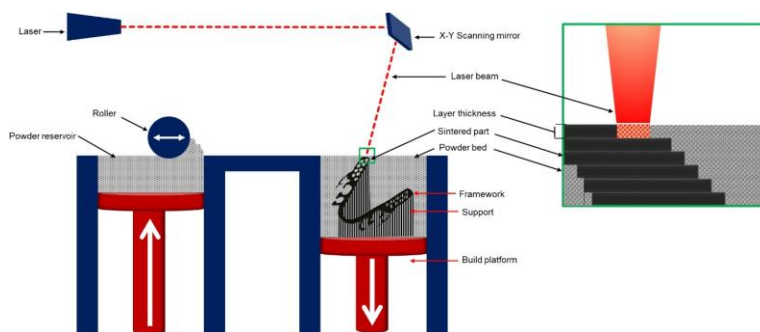
Στην SLS, η διαδικασία σύντηξης είναι μερική, καθώς η διαστρωματική πυροσυσσωμάτωση της συντήκει μόνο τα επιφανειακά σωματίδια του υλικού. Στην SLF, η σκόνη του υλικού τήκεται απευθείας στο σημείο επεξεργασίας. Το υλικό απαιτεί συνήθως προθέρμανση της κλίνης σκόνης σε υψηλές θερμοκρασίες για τον έλεγχο και τη μείωση του μήκους των ρωγμών και δεν διανέμεται από ακροφύσιο σε αυτές τις δύο μεθόδους.<sup>32</sup> Η SLS είναι μια διαδικασία συνδυασμού υλικών σε μορφή σκόνης για να σχηματιστεί ένα στερεό κομμάτι με την εφαρμογή θερμότητας και πίεσης. Η SLS είναι μια εξαιρετικά ευέλικτη τεχνική που μπορεί να παράγει πολύπλοκη γεωμετρία υψηλής ποιότητας απευθείας από το μοντέλο CAD. Η SLS μπορεί να χρησιμοποιήσει ευρύ φάσμα υλικών σε σκόνη, είναι μια διαδικασία στρώμα προς στρώμα που εκτελείται με τη βοήθεια δέσμης λέιζερ ή ηλεκτρονίων. Ένα στρώμα σκόνης τοποθετείται και ένα λέιζερ CO<sub>2</sub> πυροσυσσωματώνει τα σημεία που επιλέγονται, στη δισδιάστατη διατομή του μοντέλου (επίπεδο XY). Η πλατφόρμα κατεβαίνει σταδιακά (άξονας Z) σύμφωνα με το ύψος του στρώματος που έχει οριστεί. Η τεχνική αυτή έχει ακρίβεια μεταξύ  $\pm 0,3\%$  (ελάχιστο  $\pm 0,3$  mm), ελάχιστο πάχος στρώματος 0,08 mm και μέγιστο μέγεθος αντικειμένου 700 × 380 × 580 mm.<sup>26</sup>

Ένα ευρύ φάσμα θερμοπλαστικών υλικών, συμπεριλαμβανομένων των μηχανικών πλαστικών και των πλαστικών υψηλών επιδόσεων (high-performance plastics), μπορούν να κατασκευαστούν μέσω της τεχνικής SLS. Μπορούν να

παραχθούν και διάφορα μεταλλικά εξαρτήματα με αυτή την τεχνολογία ωστόσο, πολύ λίγες μελέτες έχουν διεξαχθεί σχετικά με τη χρήση της SLS για μεταλλικά εμφυτεύματα και ή άλλα αντικείμενα. Έχουν καταβληθεί μεγάλες προσπάθειες για την επεξεργασία νέων τεχνικών θερμοπλαστικών όπως η πολυαιθερική αιθεροκετόνη (PEEK) για ιατρικές συσκευές, αν και αυτό απαιτεί υψηλές θερμοκρασίες, πολύπλοκο έλεγχο και μεγάλη σπατάλη υλικού. Παρόλο που ένα ευρύ φάσμα άμορφων και ημικρυσταλλικών θερμοπλαστικών πολυμερών έχει δοκιμαστεί πειραματικά για τη διαδικασία SLS, οι εμπορικές εφαρμογές της SLS εξακολουθούν να περιορίζονται σε ένα μικρό αριθμό θερμοπλαστικών πολυμερών, συμπεριλαμβανομένων των πολυαμιδίων (PA12 και PA11), του πολυκαρβονικού (PC), του πολυστυρενίου (PS), του PEEK και των παραλλαγών τους.<sup>27,30</sup> Τα παραγόμενα προϊόντα που πυροσυσσωματώνονται με λέιζερ είναι αρκετά ανθεκτικά ώστε να μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε εφαρμογές που φέρουν φορτία, όπου τα εξαρτήματα υπόκεινται σε μηχανικά φορτία. Δεν υπάρχει περιορισμός σχήματος σε αυτή τη διαδικασία, καθώς δεν απαιτείται στήριξη κατά την κατασκευή. Ο λόγος είναι ότι η περίσσεια σκόνης σε κάθε στρώμα βοηθά στη στήριξη του εξαρτήματος κατά τη διάρκεια της κατασκευής. Παρόλα αυτά, η SLS έχει ορισμένα μειονεκτήματα, όπως το πορώδες της επιφάνειας του αντικειμένου και ο μεγάλος χρόνος κατασκευής λόγω του απαιτούμενου χρόνου θέρμανσης του εκτυπωτή και του χρόνου ψύξης του τρισδιάστατου αντικειμένου. Τα πολυμερή που χρησιμοποιούνται σε αυτή τη διαδικασία έχουν υψηλά σημεία τήξης (πάνω από τη θερμοκρασία αποστείρωσης σε αυτόκαυστο) και εξαιρετικές ιδιότητες υλικού για χρήση σε μοντέλα ανατομικών μελετών, οδηγούς κοπής και διάτρησης και εφαρμογές που φέρουν φορτία.<sup>27</sup>

### **4.3. Επιλεκτική τήξη με λέιζερ (SLM)**

Η SLM είναι η διαδικασία προσθετικής κατασκευής που παράγει μεταλλικά εξαρτήματα απευθείας από ένα τρισδιάστατο μοντέλο CAD, συγχωνεύοντας λεπτά στρώματα μεταλλικής σκόνης μέσω πηγής υψηλής ισχύος και εστιασμένης δέσμης λέιζερ. Η ιδέα αυτής της τεχνικής είναι παρόμοια με εκείνη της SLA, με τη διαφορά ότι στην SLM το υγρό μέσο έχει αντικατασταθεί από τη μεταλλική σκόνη.



**Εικόνα 18.** Σχηματική παράσταση της τεχνικής SLM<sup>13</sup>

Η SLM εισήχθη στην αεροδιαστημική και την αυτοκινητοβιομηχανία για την παραγωγή περίπλοκων κοίλων δομών και σύντομα υιοθετήθηκε στην ιατρική και την οδοντιατρική. Η αρχή λειτουργίας ενός συστήματος SLM είναι ότι ένα τρισδιάστατο αρχείο του μοντέλου του επιθυμητού αντικειμένου, όπως μια οδοντιατρική προσθετική αποκατάσταση, που δημιουργείται από ένα σύστημα CAD, χωρίζεται σε κάθετα ή οριζόντια στρώματα και αποστέλλεται στη συσκευή πυροσυσωματώσεως με λέιζερ.<sup>33</sup> Η σκόνη του επιθυμητού κράματος εφαρμόζεται σε μια πλατφόρμα κατασκευής (powder bed).

Ο σαρωτής λέιζερ σαρώνει το επερχόμενο στρώμα, σύμφωνα με τις πληροφορίες που έχουν συλλεχθεί από το τρισδιάστατο αρχείο CAD. Ο σαρωτής υποστηρίζεται από ένα ισχυρό λέιζερ, συνήθως ένα λέιζερ CO<sub>2</sub>, το οποίο παράγει αρκετή θερμότητα για να συσσωματώσει τη σκόνη και να σχηματίσει το στρώμα. Υπάρχουν ωστόσο και τα λέιζερ ινών (Nd: YAG ή Yb: YAG) με ισχύ 200 έως 300 Watt. Ο κρύσταλλος Nd: YAG είναι ένα ευρέως χρησιμοποιούμενο λέιζερ- ενώ, το Yb: YAG είναι ένας νέος κρύσταλλος και έχει ένα μεγαλύτερο εύρος ζώνης απορρόφησης, χαμηλότερο θερμικό φορτίο ανά μονάδα ισχύος αντλίας και μεγαλύτερη διάρκεια ζωής στην ανώτερη κατάσταση από το Nd: YAG. Πιθανότατα το λέιζερ με Yb: YAG να αντικαταστήσει το Nd: YAG.<sup>34, 35</sup>

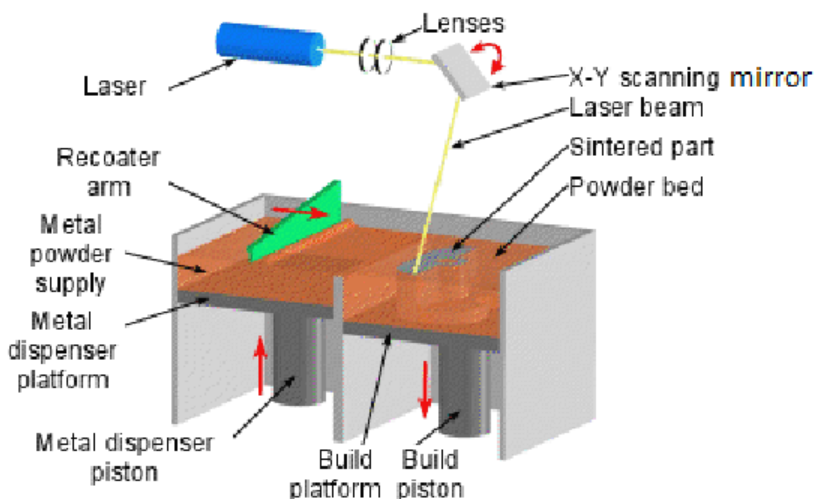
Η πλατφόρμα κατασκευής της μηχανής τήξης με λέιζερ θερμαίνεται σε θερμοκρασία περίπου ~200°C και διατηρείται σε αυτή τη θερμοκρασία κατά τη διάρκεια της διαδικασίας. Στη συνέχεια, η δέσμη λέιζερ εστιάζεται πάνω στην κίνη-πλατφόρμα της σκόνης για να προσδώσει ενέργεια στη σκόνη μέσω φωτονίων και να λιώσει τη μεταλλική σκόνη σε μια θερμοκρασία μεταξύ 500 και 1000°C.<sup>13,33</sup> Η



πλατφόρμα κατασκευής κινείται από ένα έμβολο με δυνατότητα προσαρμογής στον κατακόρυφο άξονα. Δίπλα στο έμβολο κατασκευής βρίσκεται το έμβολο τροφοδοσίας σκόνης, ικανό για κατακόρυφη προσαρμογή. Κατά τη λειτουργία, η δέσμη λέιζερ μεταφέρει θερμότητα στο μείγμα σκόνης, με αποτέλεσμα την τοπική τήξη και τήξη των σωματιδίων. Όταν το στρώμα με το επιθυμητό σχήμα έχει ολοκληρωθεί, το έμβολο κατασκευής οπισθοχωρεί ενώ το έμβολο τροφοδοσίας ανεβαίνει για να γεμίσει εκ νέου την πλατφόρμα κατασκευής, υποβοηθούμενο από έναν κύλινδρο. Η διαδικασία επαναλαμβάνεται στη συνέχεια για το επόμενο στρώμα, έως ότου το προϊόν έχει κατασκευαστεί πλήρως όπως έχει σχεδιαστεί από τον αρχείο 3D CAD.<sup>13,26,33</sup>

Κατά την κατασκευή ενός αντικειμένου με την τεχνική SLM θα πρέπει να προσδιοριστούν πολλές μεταβλητές της διαδικασίας. Διάφοροι παράμετροι του λέιζερ, όπως η πηγή του λέιζερ, η ισχύς του λέιζερ και το μήκος κύματος μπορούν να ρυθμιστούν ώστε να επιτευχθεί η βέλτιστη τήξη της σκόνης. Αν και η SLM είναι ικανή να παράγει μεταλλικές αποκαταστάσεις από όλα τα διαθέσιμα οδοντιατρικά κράματα, η οδοντιατρική βιβλιογραφία έχει επικεντρωθεί στα οδοντιατρικά κράματα Co-Cr. Περιορισμένος αριθμός μελετών έχει γίνει για ευγενή κράματα, κυρίως λόγω του υψηλού κόστους της σκόνης, καθώς και για κράματα Ti ή κράματα με βάση το Ti στην εμφυτευματολογία.<sup>33</sup>

#### 4.4. Άμεση πυροσυσσωμάτωση με λέιζερ (DMLS)



Εικόνα 19. Σχηματική παράσταση της τεχνικής DMLS<sup>10</sup>.

Η DMLS είναι μια επέκταση της διαδικασίας SLS και είναι εννοιολογικά η ίδια διαδικασία, η οποία κατασκευάζει τρισδιάστατα αντικείμενα με την τεχνική στρώμα προς στρώμα προσθέτοντας λιωμένη μεταλλική σκόνη. Η DMLS χρησιμοποιεί τη μεταλλική σκόνη και υψηλής ισχύος λέιζερ για να συσσωματώσει μεταλλικές σκόνες στο τελικό αντικείμενο. Η DMLS χρησιμοποιεί αποκλειστικά μη επικαλυμμένες προκαρατοποιημένες μεταλλικές σκόνες ως υλικό πυροσυσσωμάτωσης, ενώ στην SLS χρησιμοποιούνται πολυμερή ή επικαλυμμένες μεταλλικές σκόνες. Σε γενικές γραμμές, ο μηχανισμός DMLS βασίζεται σε μερική τήξη της σκόνης. Σε αυτή τη διαδικασία, το υλικό σε μορφή σκόνης υφίσταται επεξεργασία με λέιζερ ινών υτέρβιου (Ytterbium-Yb) ή με λέιζερ CO<sub>2</sub> σε αδρανή και θερμικά ελεγχόμενο θάλαμο.<sup>34</sup> Η απορροφούμενη ενέργεια στην επιφάνεια της μεταλλικής σκόνης πυροσυσσωματώνει την υποκείμενη στερεοποιημένη σκόνη και σε λίγες ώρες παράγονται από τη μηχανή DMLS τρισδιάστατα εξαρτήματα υψηλής πολυπλοκότητας και ακρίβειας. Με τον ακριβή έλεγχο του πορώδους σε κάθε στρώμα, η DMLS μπορεί επίσης να χρησιμοποιηθεί για την κατασκευή πορώδων μεταλλικών εμφυτευμάτων, με ποικίλο μέγεθος, σχήμα και κατανομή των πόρων που μιμούνται την αρχιτεκτονική και τις μηχανικές ιδιότητες του φυσικού οστού.<sup>27,34</sup> Στη μέθοδο αυτή μπορεί να ελεγχθεί το πορώδες, αλλά δεν μπορεί να εξαλειφθεί τελείως.<sup>26</sup>

#### **4.5. Παράμετροι που επηρεάζουν την ποιότητα (επαναληψιμότητα / αναπαραγωγιμότητα) των κατασκευών με την τεχνική PBF (Powder Bed Fusion)**

Υπάρχουν ελάχιστες έρευνες που επικεντρώνονται στην επαναληψιμότητα ή την αναπαραγωγιμότητα στην προσθετική τεχνική (AM-Additive Manufacturing) μετάλλων, παρά τον αναπτυσσόμενο τομέα. Η επαναληψιμότητα / αναπαραγωγιμότητα στην προσθετική τεχνική είναι ένας τομέας που δεν έχει διερευνηθεί αρκετά. Υπάρχουν πολλά στοιχεία που αποδεικνύουν ότι τα ζητήματα επαναληψιμότητας / αναπαραγωγιμότητας είναι διάχυτα σε όλες τις τεχνικές, τα υλικά και τα συστήματα των μηχανών. Η πολυπλοκότητα της διαδικασίας οδηγεί στο να παραλείπονται ή να αντιμετωπίζονται ανεπαρκώς κρίσιμες πληροφορίες όπως η μορφολογία της σκόνης, τα χαρακτηριστικά του λέιζερ και το μοτίβο σάρωσης. Αυτό επιδεινώνεται περαιτέρω από άλλες πληροφορίες όπως ο προσανατολισμός κατασκευής, η μετα-επεξεργασία και η φύση του δοκιμίου.<sup>37</sup>

#### **4.5.1. Παράμετροι που επιδρούν κατά την προ-επεξεργασία της κατασκευής**

Η πιο σημαντική παράμετρος που επιδρά σε αυτό το στάδιο είναι η **μορφολογία της σκόνης** που πρόκειται να χρησιμοποιηθεί. Η μορφολογία της σκόνης καλύπτει την κατανομή του μεγέθους του κόκκου της σκόνης και το σχήμα του κόκκου, όπως η σφαιρικότητά του και η ομοιομορφία του. Η μορφολογία της σκόνης αποτελεί έναν κρίσιμο παράγοντα καθώς δύναται να καθορίζει το βάθος οπτικής διείσδυσης (optical penetration depth), τη θερμική αγωγιμότητα και τη πυκνότητα της συσκευασίας της σκόνης (packaging density of the powder bed).

Το βάθος οπτικής διείσδυσης υποδηλώνει το βάθος που η ενέργεια θα εισχωρήσει (penetrate) στη σκόνη, η οποία συνδέεται με τη δεξαμενή του τήγματος. Το οπτικό βάθος διείσδυσης ορίζεται ως το βάθος στο οποίο η ένταση της ακτινοβολίας εντός του υλικού πέφτει στο  $1/e$  (το μέγιστο επίπεδο ακτινοβολίας, που αντιστοιχεί στο 37%) της αρχικής τιμής. Διαφοροποίηση στο βάθος διείσδυσης συνεπάγεται και αντίστοιχη μεταβολή στη δεξαμενή του τήγματος. Λέγοντας δεξαμενή τήγματος εννοείται η περιοχή λειωμένου μετάλλου στο σημείο που η δέσμη συναντά την σκόνη μετάλλου. Αν η δεξαμενή του τήγματος είναι μεγαλύτερη από το ύψος του στρώματος, θα προκαλέσει περαιτέρω κύκλους τήξης-στερεοποίησης στα υποκείμενα στρώματα. Αυτή η μεταβολή οδηγεί σε υποβάθμιση της ποιότητας της κατασκευής λόγω ατελειών και θα επηρεάσει και τις μηχανικές ιδιότητες του υλικού.

Η θερμική αγωγιμότητα της σκόνης καθορίζει το μέγεθος και τη διατομή της δημιουργούμενης δεξαμενής τήγματος. **Το μέγεθος και το σχήμα της δεξαμενής τήγματος** έχει αποδειχθεί ότι επηρεάζουν τις μηχανικές ιδιότητες της κατασκευής λόγω του σχηματισμού πόρων και αδρών επιφανειών. Αυτό έχει αποδειχθεί από διάφορους συγγραφείς τόσο σε προσομοιώσεις της λίμνης τήγματος όσο και σε πειραματικές μετρήσεις. Η μεταβαλλόμενη μορφολογία της σκόνης μπορεί να επηρεάσει την αγωγιμότητα μεταβάλλοντας το επίπεδο σύνδεσης μεταξύ των σωματιδίων, όπως επίσης και τα κενά μεταξύ των σωματιδίων. Τη θερμική αγωγιμότητα επίσης τη μεταβάλλει και η διαφοροποίηση στη σύνθεση της σκόνης.<sup>37</sup>

Η **πυκνότητα διαμόρφωσης (συμπίεσης) της σκόνης** στην πλατφόρμα (bed) μπορεί να επηρεάσει άμεσα την οπτική διείσδυση και τη θερμική αγωγιμότητα, όπως έχει ήδη συζητηθεί. Ανεξάρτητα από αυτές τις επιδράσεις, η χαμηλή

πυκνότητα συμπίεσης μπορεί να προκαλέσει κενά στο στρώμα σκόνης. Αυτό μπορεί να οδηγήσει σε ασταθή ροή τήγματος, η οποία μπορεί να προκαλέσει το σχηματισμό ατελειών. Η πυκνότητα συμπίεσης μιας σκόνης σχετίζεται με τη ρευστότητά της, η οποία είναι ένα πολύπλοκο φαινόμενο.

Οι παράγοντες που είναι σημαντικοί για τον χαρακτηρισμό της σκόνης είναι το σχήμα των σωματιδίων και η κατανομή μεγέθους της σκόνης. Η σφαιρική σκόνη ρέει καλύτερα από εκείνη με γωνιώδες σχήμα, και αυτό οφείλεται στη μειωμένη σύμπλεξη των σωματιδίων καθώς και στην ελεύθερη περιστροφή της σκόνης.

Η κατανομή μεγέθους είναι ένας σημαντικός παράγοντας για τον προσδιορισμό του μεγέθους των πόρων. Τα μικρά σωματίδια που συνδέονται με μεγάλα σωματίδια μπορούν να επηρεάσουν την πυκνότητα συμπίεσης μειώνοντας τη ρευστότητα λόγω αυξημένης μηχανικής συγκράτησης, καθώς τα μικρότερα δεισδύουν ανάμεσα στα μεγαλύτερα.<sup>37,38</sup>

#### ***4.5.2. Παράμετροι που επιδρούν κατά την επεξεργασία της κατασκευής***

**Οι αλληλεπιδράσεις λείζερ-σκόνης** κατά τη διάρκεια της διαδικασίας είναι ένα πολύπλοκο φαινόμενο λόγω των πολλαπλών αλλαγών φάσης και της μεταβαλλόμενη απορρόφηση με βάση τη θερμοκρασία του υλικού. Οι αλληλεπιδράσεις αυτές συμβαίνουν σε ταχείες χρονικές κλίμακες λόγω της εστιασμένης δέσμης λείζερ σε μικροσκοπικές χωρικές κλίμακες. Η λειτουργία σε αυτές τις μικρές κλίμακες σημαίνει ότι ακόμη και μικρές διαταραχές μπορούν να έχουν σημαντική επίδραση. Η διαδικασία μπορεί να είναι χωρικά μεταβαλλόμενη σε όλη την πλάκα κατασκευής ή χρονικά μεταβαλλόμενη κατά τη διάρκεια μιας κατασκευής, οδηγώντας σε μείωση της επαναληψιμότητας. Οι παράμετροι της διαδικασίας για ένα συγκεκριμένο υλικό αναπτύσσονται συνήθως εμπειρικά για ένα συγκεκριμένο σύστημα και δεν μπορούν να θεωρηθούν ιδανικές για όλα τα πιθανά συστήματα. Αυτό οδηγεί στην επιλογή μη βέλτιστων συνόλων παραμέτρων όσον αφορά την επαναληψιμότητα / αναπαραγωγιμότητα. Η δυνατότητα παρακολούθησης της σταθερότητας της δεξαμενής τήγματος και των θερμικών επιδράσεων μπορεί να αυξήσει τον έλεγχο της διεργασίας ώστε να ληφθούν υπόψη οι διακυμάνσεις (perturbations). Επίσης, η δυνατότητα ανίχνευσης των ατελειών που σχηματίζονται κατά τη διάρκεια της διαδικασίας μπορεί να επιτρέψει τη στοχευόμενη χρήση διορθωτικών στρατηγικών σάρωσης, όπως μια διαδικασία

τύπου στίλβωσης, για την περαιτέρω βελτίωση της επαναληψιμότητας / αναπαραγωγιμότητας.<sup>37, 38, 39</sup>

#### **4.5.3. Παράμετροι που επιδρούν μετά την επεξεργασία της κατασκευής**

Τα εξαρτήματα που παράγονται με προσθετική τεχνική έχουν μια κλιμακωτή δομή στην επιφάνεια από τα διακριτά στρώματα που υπάρχουν. Αυτό δημιουργεί μια τραχιά επιφάνεια που είναι ανισοτροπική ανάλογα με την κατεύθυνση κατασκευής. Αυτό, σε συνδυασμό με την απαίτηση να υπάρχουν δομές στήριξης προσαρτημένες στα εξαρτήματα, αυξάνει τη διακύμανση των τιμών της επιφανειακής τραχύτητας. Αυτή η διακύμανση μπορεί να μειώσει την επαναληψιμότητα / αναπαραγωγιμότητα και επίσης μπορεί να αυξήσει την απαιτούμενη ποσότητα κατεργασίας. Η απαίτηση μετεπεξεργασίας των εξαρτημάτων που κατασκευάζονται με την προσθετική μέθοδο δημιουργεί ζητήματα επαναληψιμότητας / αναπαραγωγιμότητας, καθώς οι συνήθεις θερμικές επεξεργασίες για τα παραδοσιακά κατασκευασμένα εξαρτήματα δεν οδηγούν στα συνήθη ή αναμενόμενα αποτελέσματα. Τα σφάλματα που υπάρχουν στα στάδια της διαδικασίας διαδίδονται και αυξάνουν τις διακυμάνσεις σε κάθε στάδιο, μειώνοντας σημαντικά την επαναληψιμότητα / αναπαραγωγιμότητα.<sup>39, 40</sup>

## 5. Ψηφιακοί σκελετοί

### 5.1. Σκελετοί Κοβαλτίου – Χρωμίου

Τα κράματα κοβαλτίου – χρωμίου είναι από τα πλέον διαδεδομένα κράματα που χρησιμοποιούνται για την κατασκευή σκελετών με τη βοήθεια της ψηφιακής τεχνολογίας. Γενικότερα, τα μέταλλα αυτά είναι βιοσυμβατά και έχουν εξαιρετικές μηχανικές ιδιότητες. Είναι ελαφριά υλικά, με μεγάλη σκληρότητα και αντοχή και εξαιρετική αντίσταση στην αποτριβή και στην διάβρωση, για αυτό και ενδείκνυνται για την κατασκευή σκελετών μερικών οδοντοστοιχιών, παρόλο που παρουσιάζουν σημαντικές δυσκολίες στην επεξεργασία τους και τη χύτευσή τους με τον κλασικό τρόπο.<sup>13</sup> Ως εκ τούτου, δεν αποτελεί έκπληξη το γεγονός ότι η ψηφιακή τεχνολογία χρησιμοποιείται σε μια προσπάθεια να ξεπεραστούν οι περιορισμοί της διαδικασίας χύτευσης. Όπως αναφέρθηκε, υπάρχουν πολλαπλές μέθοδοι κατασκευής ενός σκελετού από χρώμιο κοβαλτίου με χρήση CAD/CAM. Η υβριδική μέθοδος, που είναι ίσως και η πιο διαδεδομένη, και που στην ουσία αποτελεί μια έμμεση μέθοδο κατασκευής ενός σκελετού, ξεκινά με τον ψηφιακό σχεδιασμό ενός σκελετού, ακολουθούμενος είτε από φρεζάρισμα είτε από τρισδιάστατη εκτύπωση ενός προτύπου ρητίνης ή κεριού που επενδύεται και στο οποίο γίνεται η χύτευση του μετάλλου σύμφωνα με τις συμβατικές μεθόδους. Με την μέθοδο αυτή, όμως, δεν μπορούν να αποφευχθούν τα μειονεκτήματα της διαδικασίας χύτευσης που πολλές φορές μπορεί να οδηγήσουν στην κατασκευή ενός σκελετού με κακή εφαρμογή στο στόμα.<sup>13</sup> Αντίθετα, η SLS και η SLM είναι εναλλακτικές τεχνικές που βασίζονται σε μια πλήρως ψηφιακή ροή εργασίας κατατασσόμενες σε αυτές που χαρακτηρίζονται ως άμεσες τεχνικές. Πολλαπλές μελέτες έχουν συγκρίνει την εφαρμογή των σκελετών που κατασκευάζονται από φρεζαρισμένα 3D εκτυπωμένα πρότυπα ρητίνης μεταξύ τους, καθώς και με συμβατικούς χυτούς σκελετούς.

Αν και τα αποτελέσματα ποικίλλουν μεταξύ των μελετών, οι συγγραφείς συμφώνησαν ότι οι τρεις μέθοδοι είχαν ως αποτέλεσμα σκελετούς που βρίσκονται εντός των κλινικά αποδεκτών ορίων. Κατά τη σύγκριση των φρεζαρισμένων και εκτυπωμένων προτύπων, οι Snosi et al.(2021) διαπίστωσαν ότι τα φρεζαρισμένα πρότυπα βελτίωσαν την εφαρμογή των αγκίστρων, όπως επίσης και τη συνολική προσαρμογή του σκελετού.<sup>41</sup> Αυτό συμφωνούσε με μια δεύτερη μελέτη που διαπίστωσε ότι οι σκελετοί από φρεζαρισμένα πρότυπα που χυτεύτηκαν επέδειξαν σημαντικά καλύτερη εφαρμογή σε σύγκριση με τους συμβατικά χυτούς σκελετούς,

τους χυτούς σκελετούς από τρισδιάστατα εκτυπωμένα πρότυπα, τους σκελετούς SLM και τους σκελετούς από απευθείας πυροσυσσωμάτωση με λέιζερ. Τα αποτελέσματα αυτά προέκυψαν πριν από την τελική επεξεργασία και τη στίλβωση των σκελετών.<sup>42</sup>

Είναι ενδιαφέρον, ωστόσο, ότι τα ευρήματα αυτά άλλαξαν μετά τη στίλβωση. Οι χυτοί από φρεζαρισμένα πρότυπα σκελετοί εξακολουθούσαν να παρουσιάζουν σημαντικά καλύτερη εφαρμογή από τους συμβατικά χυτούς και τους SLM σκελετούς, αλλά ήταν συγκρίσιμοι με τους σκελετούς από άμεση πυροσυσσωμάτωση με λέιζερ και τους σκελετούς από 3D εκτυπωμένα πρότυπα. Αυτό αναδεικνύει τον αντίκτυπο που μπορεί να έχει το απρόσεκτο χειροκίνητο φινίρισμα και η στίλβωση στην τελική εφαρμογή των σκελετών.<sup>42</sup> Περαιτέρω, είναι αξιοσημείωτο να αναφερθεί ότι οι συμβατικά χυτοί σκελετοί χρειάστηκαν τον μεγαλύτερο χρόνο για το φινίρισμα και τη στίλβωση, με μέσο όρο 2 ώρες. Αντίθετα, οι φρεζαρισμένοι και στη συνέχεια χυτοί σκελετοί απαιτούσαν κατά μέσο όρο 1 ώρα για την τελική επεξεργασία και στίλβωση. Δύο μελέτες που συνέκριναν σκελετούς SLS και χυτούς σκελετούς από τρισδιάστατα εκτυπωμένα πρότυπα έδειξαν ανώτερη εφαρμογή των σκελετών SLS.<sup>43</sup> Αυτό δεν συνέβη όταν συγκρίθηκαν οι SLS σκελετοί με αυτούς που κατασκευάστηκαν με συμβατική χύτευση. Παρόλο, που και οι δύο μέθοδοι ήταν εντός του κλινικά αποδεκτού εύρους (50-311  $\mu\text{m}$ ), οι συμβατικοί χυτοί σκελετοί έδειξαν ανώτερη εφαρμογή και ακρίβεια.<sup>44</sup> Μια άλλη μελέτη που συνέκρινε την εφαρμογή συγκρατητικών άγκιστρων και διαφορετικών τεχνικών κατασκευής για τον σκελετό διαπίστωσε ευδιάκριτες διαφορές όσον αφορά την ακρίβεια, με τους σκελετούς από φρεζαρισμένα / εκτυπωμένα πρότυπα να παρουσιάζουν τις μεγαλύτερες αποκλίσεις.<sup>45</sup>

Οι τεχνικές κατασκευής επηρέασαν την εφαρμογή και την ακρίβεια των κύριων και δευτερευόντων συνδετήρων. Κατά τη σύγκριση συμβατικών, SLS και από τρισδιάστατα εκτυπωμένα πρότυπα χυτών σκελετών, οι Soltanzadeh et al.(2019) διαπίστωσαν ότι η χειρότερη προσαρμογή ήταν εντός του πρόσθιου ορίου του μείζονος συνδετήρα των 3D εκτυπωμένων μοντέλων ρητίνης<sup>44</sup>. Ένα άλλο αξιοσημείωτο εύρημα ήταν ότι μόνο οι συμβατικά κατασκευασμένοι σκελετοί δεν παρουσίαζαν ορατή «ταλάντωση» στο εκμαγείο. Αυτό αποδόθηκε στη στήριξη που παρείχε το πυρίμαχο εκμαγείο για το πρότυπο κεριού. Χωρίς αυτή την υποστήριξη, τα φρεζαρισμένα ή τρισδιάστατα εκτυπωμένα πρότυπα μπορεί να υποστούν παραμόρφωση κατά τις διαδικασίες επένδυσης και χύτευσης.<sup>42</sup>

Παρόλο που οι μελέτες δεν έδειξαν σαφή αποτελέσματα όσον αφορά την ανωτερότητα της μίας ή της άλλης μεθόδου, η ακρίβεια και η εφαρμογή των ψηφιακά σχεδιασμένων και κατασκευασμένων σκελετών φαίνεται να είναι εντός του κλινικά αποδεκτού εύρους.

## **5.2. Σκελετοί τιτανίου**

Το τιτάνιο θεωρείται βασικό υλικό στην οδοντιατρική, καθώς διαθέτει πολλά επιθυμητά χαρακτηριστικά, πολλά από τα οποία είναι παρόμοια με το κοβάλτιο-χρώμιο. Είναι βιοσυμβατό, ανθεκτικό στη διάβρωση, όλκιμο και έχει χαμηλή πυκνότητα, γεγονός που το καθιστά σημαντικά ελαφρύτερο από άλλα μέταλλα. Παρά το μικρό του βάρος, το τιτάνιο παρουσιάζει εξαιρετικές μηχανικές αντοχή. Το εμπορικά καθαρό τιτάνιο ταξινομείται σε βαθμούς I-IV, με το τιτάνιο βαθμού IV να συνιστάται για την κατασκευή σκελετών αφαιρούμενων μερικών οδοντοστοιχιών.<sup>46</sup> Το αρχικό όμως ενδιαφέρον που υπήρξε για το τιτάνιο εξαιτίας των εξαιρετικών ιδιοτήτων του περιορίστηκε στη συνέχεια λόγω των περιορισμών που υπήρξαν σχετικά με τη χύτευσή του. Κι ενώ ορισμένοι από αυτούς τους περιορισμούς παραμένουν, οι εξελίξεις στην επιστήμη και την τεχνολογία των υλικών κατέστησαν τελικά δυνατή την κατασκευή αφαιρούμενων σκελετών μερικών οδοντοστοιχιών από εμπορικά διαθέσιμο καθαρό τιτάνιο. Ορισμένες μελέτες δείχνουν ότι τα χυτευμένα κράματα κοβαλτίου - χρωμίου και το χυτευμένο καθαρό τιτάνιο παρουσιάζουν παρόμοια κλινική εφαρμογή, παρόμοιο πορώδες και επιφανειακή τραχύτητα.<sup>46</sup> Επιπλέον, όσον αφορά τη χρήση της ψηφιακής τεχνολογίας, είναι πλέον δυνατή η κατασκευή σκελετών από τιτάνιο τόσο με χύτευση από φρεζαρισμένα πρότυπα όσο και με τη χρήση των μεθόδων SLS και SLM. Οι σκελετοί αφαιρούμενων μερικών οδοντοστοιχιών τιτανίου που προέρχονται από φρεζαρισμένα πρότυπα υποβάλλονται σε μια διαδικασία που είναι παρόμοια με εκείνη που υποβάλλονται οι σκελετοί κοβαλτίου - χρωμίου, κατά την οποία δηλαδή ένα πρότυπο / καλούπι από κερί ή ρητίνη φρεζάρεται, επενδύεται, και στη συνέχεια χυτεύεται συμβατικά. Επιπρόσθετα, επιχειρήθηκε και η κατασκευή σκελετών με απευθείας κοπή δίσκων / πλακών τιτανίου. Ωστόσο, η κακή κατεργασιμότητα του τιτανίου σε σύγκριση με άλλα οδοντιατρικά κράματα απαιτεί μεγαλύτερους χρόνους φρεζαρίσματος και οδηγεί σε σημαντική φθορά των κοπτικών εργαλείων.<sup>47</sup> Τα φθαρμένα κοπτικά έχουν ως αποτέλεσμα την αναπόφευκτη μείωση της ακρίβειας φρεζαρίσματος, καθώς και την αυξημένη σπατάλη υλικού, για αυτό και η μέθοδος



αυτή εγκαταλείφθηκε γρήγορα. Πολλές μελέτες αξιολόγησαν τις ιδιότητες των κραμάτων τιτανίου, ιδίως του Ti6-Al4-V, που κατασκευάζονται με τη χρήση SLS.<sup>48</sup> Ωστόσο, οι μελέτες αυτές διερεύνησαν το τιτάνιο από τη σκοπιά της επιστήμης των υλικών και δεν βρέθηκαν μελέτες που να αξιολογούν τους μεταλλικούς σκελετούς που κατασκευάζονται από τιτάνιο με τη μέθοδο της προσθήκης.

Δύο μελέτες αξιολόγησαν την εφαρμογή και τις συγκρατητικές ιδιότητες των άγκιστρων τιτανίου που έχουν πυροσυσσωματωθεί με λέιζερ. Οι Tan et al.(2019) συνέκριναν SLM, φρεζαρισμένα και συμβατικά χυτά άγκιστρα τιτανίου<sup>49</sup>. Διαπίστωσαν ότι παρόλο που τα άγκιστρα SLM είχαν σημαντικά υψηλότερες αρχικές δυνάμεις συγκράτησης, όταν υποβλήθηκαν σε κυκλική κόπωσης στο εργαστήριο, η συγκράτησή τους μειώθηκε σημαντικά και όλα τα άγκιστρα SLM έσπασαν στους 4000 κύκλους. Οι συγγραφείς κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι η πυροσυσσωμάτωση με λέιζερ του τιτανίου θα πρέπει να βελτιωθεί πριν από τις κλινικές εφαρμογές. Αντίθετα, ο Takahashi et al.(2020) διαπίστωσαν ότι τα άγκιστρα τιτανίου που κατασκευάστηκαν με πυροσυσσωμάτωση με λέιζερ παρείχαν παρόμοια συγκράτηση με τα άγκιστρα που κατασκευάστηκαν από χυτό τιτάνιο<sup>50</sup>. Επιπλέον, σημείωσαν ότι τα άγκιστρα από χυτό τιτάνιο έτειναν να έχουν μεγαλύτερη μείωση της ικανότητας συγκράτησης με επανειλημμένη εισαγωγή και αφαίρεση. Τα διαφορετικά αποτελέσματα μπορεί να επηρεάστηκαν από τα πρωτόκολλα χειρισμού και στίλβωσης, καθώς η προσθετική κατασκευή του τιτανίου παράγει τραχιές επιφάνειες ως αποτέλεσμα του μεγάλου μεγέθους των σωματιδίων που χρησιμοποιούνται.

### **5.3. Σκελετοί πολυοξυμεθυλενίου (POM)**

Ενώ τα κράματα χρωμίου κοβαλτίου πληρούν τις απαιτήσεις για τους σκελετούς μερικών οδοντοστοιχιών, η μειωμένη αισθητική λόγω της εμφάνισης των μεταλλικών άγκιστρων είναι ένα κοινό παράπονο των ασθενών. Η βελτίωση της αισθητικής των άγκιστρων αποτελεί πρόκληση για τους οδοντιάτρους αποκατάστασης.<sup>6</sup>

Ως αποτέλεσμα της αυξημένης ζήτησης για αισθητική, η έρευνα έχει επικεντρωθεί στην εξεύρεση εναλλακτικών λύσεων για τα μεταλλικά άγκιστρα. Ένα τέτοιο υλικό, το πολυοξυμεθυλένιο (POM), είναι ένα θερμοπλαστικό τεχνοπολυμερές που αποτελείται από αλυσίδες εναλλασσόμενων μεθυλικών ομάδων που συνδέονται μεταξύ τους με μόρια οξυγόνου. Είναι ευρύτερα γνωστό

ως ρητίνη ακετάλης και έχει τύπο:  $[-CH_2-O-]_n$ .<sup>51</sup> Η ακετάλη είναι βιοσυμβατή και έχει χρησιμοποιηθεί με επιτυχία για ολικές αντικαταστάσεις ισχίου, αποκαταστάσεις κροταφογναθικών αρθρώσεων<sup>6</sup> και άλλες ιατρικές εφαρμογές καθώς τα συγκεκριμένα υλικά εμφανίζουν αντοχή στην αποτριβή, μικρή απορρόφηση νερού και μικρή παραμόρφωση.<sup>52</sup> Ο Smith (1962) πρότεινε για πρώτη φορά τη δυνατότητα της χρήσης ρητίνης ακετάλης ως υλικού βάσης οδοντοστοιχίας το 1962<sup>53</sup>. Από το 1986 κυκλοφορεί στην αγορά και προωθείται ως ένα υλικό υψηλής αισθητικής που μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την κατασκευή των αγκίστρων του μεταλλικού σκελετού των μερικών οδοντοστοιχιών αλλά και ως υλικό βάσης οδοντοστοιχίας.<sup>53</sup> Επί του παρόντος, η ρητίνη ακετάλης διατίθεται σε 20 διαφορετικές αποχρώσεις, 17 από τις οποίες είναι συμβατές με τον οδηγό αποχρώσεων VITA (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Γερμανία), καθώς και τρεις διαφορετικές ροζ ή ουλικές αποχρώσεις.<sup>6</sup> Στην αγορά η ακετάλη είναι διαθέσιμη είτε με τη μορφή μικρών σφαιριδίων τα οποία μπορούν να χρησιμοποιηθούν για έγχυση, είτε με τη μορφή δίσκων για να υποστούν φρεζάρισμα / κοπή παρουσία ή όχι νερού. Το πλεονέκτημα είναι ότι τα άγκιστρα και κυρίως οι βραχίονες των αγκίστρων που περιβάλλουν το δόντι και που κατασκευάζονται από ακετάλη μπορούν να προσαρμοστούν χρωματικά στην απόχρωση των δοντιών του ασθενούς. Επιπλέον, οι εργαστηριακές δοκιμές του υλικού έδειξαν υψηλή αντοχή στη φθορά και την κρούση, ευκαμψία, μεγάλη ικανότητα για ελαστική επαναφορά / ανάκαμψη και αντοχή στους περισσότερους διαλύτες και έλαια. Επίσης αναφέρουν ότι έχει επιθυμητές μηχανικές ιδιότητες όπως σκληρότητα, αντοχή στην αποτριβή, σταθερότητα διαστάσεων, είναι άκαμπτο υλικό και μικρό συντελεστή αποτριβής.<sup>51,6</sup> Όταν χρησιμοποιείται στους βραχίονες των άγκιστρων, η ευελιξία της ρητίνης ακετάλης επιτρέπει την τοποθέτηση σε συγκρατητικές υποσκαφές που μπορεί να μην είναι κατάλληλες για τα άγκιστρα από κράματα χρωμίου κοβαλτίου.<sup>6</sup> Μια μελέτη της Meenakshi (2016) που αξιολογεί την παραμόρφωση των αγκίστρων, έδειξε ότι οι αρχικές ικανότητες συγκράτησης των άγκιστρων κοβαλτίου χρωμίου ήταν ανώτερες από αυτές των αγκίστρων ακεταλικής ρητίνης.<sup>54</sup> Ωστόσο, τα άγκιστρα χρωμίου κοβαλτίου έχασαν την ικανότητα συγκράτησής τους μετά από περίπου 730 κύκλους, ενώ οι συγκρατητικές ικανότητες των αγκίστρων ακεταλικής ρητίνης δεν μειώθηκαν κατά τη διάρκεια της περιόδου δοκιμής.<sup>54</sup>

Αντίθετα, άλλες μελέτες έδειξαν σημαντικά μεγαλύτερη παραμόρφωση στα άγκιστρα ακετάλης κατά τη διάρκεια μιας περιόδου τριών ετών σε σύγκριση με

εκείνα που κατασκευάζονται από μεταλλικά κράματα.<sup>6</sup> Για να αντιμετωπιστεί αυτό το ζήτημα, οι Turner et al (1999) πρότειναν νέες προδιαγραφές για τους βραχίονες των ακεταλικών αγκίστρων. Μια μελέτη τους έδειξε ότι ένα αγκίστρο από ακετάλη που έχει μήκος 5 mm και 1,4 mm διάμετρο διατομής θα παρουσίαζε το ίδιο μέτρο ελαστικότητας με ένα αγκίστρο από χρώμιο κοβάλτιο που είναι 15 mm σε μήκος και 1 mm σε διάμετρο. Μια άλλη μελέτη των Fitton et al.<sup>55</sup> επιβεβαίωσε ότι τα αγκίστρα ακετάλης απαιτούν μεγαλύτερη επιφάνεια διατομής από τα μεταλλικά αγκίστρα για να παρέχουν επαρκή συγκράτηση.<sup>55</sup> Επιπρόσθετα, σύμφωνα με έναν εμπορικό κατασκευαστή ακετάλης οι προδιαγραφές για τα αγκίστρα που ορίζονται λεπτομερώς είναι μήκος 12 mm, πάχος 1,9 mm που στενεύει σε 1,25 mm και πλάτος 2,8 mm που στενεύει σε 2,2 mm στο άκρο του αγκίστρου.<sup>6</sup> Αγκίστρα που κατασκευάστηκαν σύμφωνα με αυτές τις προδιαγραφές απαιτούσαν δύναμη 1 kg για να μετατοπιστεί το άκρο του αγκίστρου κατά 0,5 mm, κάτι που θεωρήθηκε επαρκής συγκράτηση για μια αφαιρούμενη μερική οδοντοστοιχία.

Όπως ήδη προαναφέρθηκε, τα αγκίστρα από ακετάλη πρέπει να έχουν μεγαλύτερη διάμετρο σε σύγκριση με τα μεταλλικά αγκίστρα. Αυτό όμως συνεπάγεται και μεγαλύτερη κάλυψη των οδοντικών επιφανειών, η οποία μπορεί να ευνοήσει την αυξημένη συσσώρευση τροφής και πλάκας με επακόλουθη φλεγμονή των ούλων και περιοδοντική νόσο. Σε μια μελέτη που συνέκρινε την προσκόλληση μικροβίων σε σκελετούς από ακεταλική ρητίνη και από κοβάλτιο χρώμιο, διαπιστώθηκε ότι οι μαλακοί ιστοί που βρίσκονταν κάτω από σκελετούς από ακετάλη φιλοξενούσαν περισσότερους μικροοργανισμούς. Συγκριτικά, οι εσωτερικές επιφάνειες των σκελετών χρωμίου κοβαλτίου διατηρούσαν υψηλότερα επίπεδα μικροοργανισμών. Αυτή η μελέτη συνέστησε τη χρήση σκελετών με βάση το μέταλλο για ασθενείς με γαστρεντερικές και πνευμονικές παθήσεις, ώστε να ελαχιστοποιηθεί ο κίνδυνος πιθανής μόλυνσης, καθώς τα υπολείμματα ιστών και οι μικροοργανισμοί μπορούν εύκολα να εξαλειφθούν με την αφαίρεση και τον καθαρισμό της οδοντοστοιχίας.<sup>6</sup>

Δεν βρέθηκαν μελέτες που να συγκρίνουν την εφαρμογή των σκελετών που κατασκευάζονται από ρητίνη ακετάλης με εκείνους που κατασκευάζονται από χρώμιο κοβάλτιο ή άλλα πολυμερή.

#### 5.4. Σκελετοί από πολυαμίδιο

Τα πολυαμίδια ή νάιλον, αντιπροσωπεύουν μια άλλη κατηγορία θερμοπλαστικών πολυμερών, τα οποία χαρακτηρίζονται από μια μακριά αλυσίδα πολυμερούς, η οποία προκύπτει από τον πολυμερισμό οξέος με αμίδιο.<sup>13</sup> Λόγω της κρυσταλλικής δομής τους, οι ιδιότητές τους περιλαμβάνουν υψηλή αντοχή, σκληρότητα, αντοχή στη θερμότητα και την αποτριβή, σταθερότητα διαστάσεων, αντοχή στους διαλύτες και βιοσυμβατότητα.<sup>56,13</sup> Προτάθηκε για πρώτη φορά τη χρήση πολυαμιδίων ως υλικό βάσης οδοντοστοιχιών το 1955.<sup>6</sup> Έκτοτε, διάφορες εταιρείες παρήγαγαν υλικά βάσης οδοντοστοιχιών από νάιλον, η καθεμία με τη δική της μέθοδο χύτευσης και πολυμερισμού. Τα πολυαμίδια κυκλοφορούν στην αγορά με πολλές εμπορικές επωνυμίες, συμπεριλαμβανομένων των Lucitone FRS, Deflex, Flexite Supreme και άλλων, αλλά ίσως το πιο γνωστό στους κλινικούς ιατρούς είναι αυτό με την εμπορική ονομασία Valplast.

Πολλές μελέτες έχουν διεξαχθεί για τη σύγκριση της αντοχής σε κάμψη του νάιλον με άλλα υλικά μερικών οδοντοστοιχιών.<sup>57</sup> Τα αποτελέσματα αυτών των μελετών έδειξαν ότι οι βάσεις μερικών οδοντοστοιχιών από νάιλον παρουσίαζαν συνολικά τη χαμηλότερη αντοχή σε κάμψη. Σε μια σχετική μελέτη, ο Takabayashi (2010)<sup>58</sup> διαπίστωσε ότι τα πολυαμίδια απέτυχαν να ανταποκριθούν στο πρότυπο ISO για οδοντοστοιχίες τύπου III που απαιτεί αντοχή σε κάμψη άνω των 65 MPa.<sup>58</sup> Ο ίδιος απέδωσε τη χαμηλή αντοχή του νάιλον στην κάμψη στην απουσία αρωματικού δακτυλίου εντός του πολυαμιδίου ο οποίος επιτρέπει στα μόρια του νερού να διεισδύσουν στην πολυμερή δομή. Παρά τη χαμηλή αντοχή στην κάμψη, το νάιλον επιδεικνύει σημαντική αντοχή στη θραύση, σημαντική ανθεκτικότητα και αντοχή στις τάσεις μέσω της κάμψης. Η ιδιότητα αυτή επιτρέπει στο νάιλον να παρέχει επαρκή συγκράτηση με την εμπλοκή του στις υποσκαφές των εναπομεινάντων στο φραγμό δοντιών, εξαλείφοντας έτσι την ανάγκη για ύπαρξη άγκιστρων.<sup>58</sup> Μια μελέτη των Wadachi et al (2013).<sup>59</sup> έδειξε ότι οι μερικές οδοντοστοιχίες από πολυαμίδιο ασκούσαν σημαντικά υψηλότερες δυνάμεις στους υποστηρικτικούς μαλακούς ιστούς σε σύγκριση με άλλες ρητίνες. Αυτό πιθανόν να οφείλεται στην ευκαμψία του υλικού αλλά και στην έλλειψη υποστήριξης των δοντιών, αφού συνήθως σε τέτοιες οδοντοστοιχίες δεν παρασκευάζονται οι ειδικές υποδοχές για εφαπτήρες (rest seats) στα δόντια για να εφαρμόσει η

οδοντοστοιχία.<sup>59</sup> Για αυτό και οι συγγραφείς προτείνουν οι μερικές οδοντοστοιχίες από πολυαμίδιο να ενισχύονται με μεταλλικές υποδομές.

Στα μειονεκτήματα των μερικών οδοντοστοιχιών με βάση το νάιλον περιλαμβάνονται η αστάθεια του χρώματος, η τραχύτητα της επιφάνειας και η επακόλουθη μικροβιακή προσκόλληση. Σε σύγκριση με άλλες ρητίνες, οι μερικές οδοντοστοιχίες από πολυαμίδιο παρουσίασαν τις μεγαλύτερες χρωματικές μεταβολές όταν εμποτίστηκαν με κάρυ και καφέ. Παρόμοιες μεταβολές στο χρώμα εμφανίστηκαν και όταν οι μερικές οδοντοστοιχίες με βάση το νάιλον εμβυθίστηκαν σε ποτά που περιλάμβαναν κόκκινο κρασί και κόλα. Μελέτες σχετικά με την επιφανειακή τραχύτητα έδειξαν ότι οι πολυαμιδικές οδοντοστοιχίες είχαν πιο τραχιές επιφάνειες σε σύγκριση με οδοντοστοιχίες από το PMMA, τόσο πριν όσο και μετά τη στίλβωση.<sup>6</sup>

Επιπλέον, οι επιφάνειες των πολυαμιδίων αποδείχθηκαν πιο μαλακές και ότι καταστρέφονται πιο εύκολα στη δοκιμασία χαραγής (scratch test) σε σύγκριση με το PMMA. Πολλαπλές μελέτες έχουν δείξει ότι η συρρίκνωση πολυμερισμού του νάιλον είναι μεγαλύτερη από εκείνη του PMMA, ενώ παράλληλα η απορρόφηση νερού που παρατηρείται μπορεί να προκαλέσει τη διόγκωσή του. Ωστόσο, η διαστολή που συμβαίνει δεν ισούται με τη συρρίκνωση πολυμερισμού και επομένως δεν είναι αντισταθμιστική. Επιπλέον, η απορρόφηση νερού έχει ως αποτέλεσμα την αστάθεια των διαστάσεων που επηρεάζει την εφαρμογή των αφαιρούμενων μερικών οδοντοστοιχιών από νάιλον.<sup>6</sup> Τέλος, δεν βρέθηκαν μελέτες που να συγκρίνουν την εφαρμογή των πολυαμιδίων με κράματα χρωμίου κοβαλτίου ή άλλων μετάλλων.

### **5.5. Σκελετοί από πολυμερή αρυλ-κετόνης (AKP)**

Ένα ακόμη υλικό που κυκλοφόρησε για να καλύψει την ανάγκη για αισθητικές αποκαταστάσεις με βελτιωμένες μηχανικές ιδιότητες είναι και αυτό της εταιρίας Solvay Dental 360. Πρόκειται για ένα πολυμερές αρυλοκετόνης (AKP) υψηλής απόδοσης που διατίθεται στην αγορά με την ονομασία Ultaire AKP. Σύμφωνα με τον κατασκευαστή, το Ultaire AKP έχει υψηλή αντοχή στην κρούση και στην κάμψη οι οποίες υπερτερούν έναντι άλλων διαθέσιμων αφαιρούμενων μερικών οδοντοστοιχιών υλικά.<sup>6</sup> Επιπλέον, διαθέτει τις κατάλληλες ελαστικές ιδιότητες -δεν είναι ούτε πολύ άκαμπτο ούτε πολύ εύκαμπτο για τη χρήση που προορίζεται και τα άγκιστρα που δίνει υπερτερούν έναντι αυτών που κατασκευάζονται από χρώμιο –

κοβάλτιο σε δοκιμές κόπωσης. Σε αντίθεση με τα πολυαμίδια, το Ultaire AKP εμφανίζει μειωμένη απορρόφηση νερού και επιπλέον η επιφανειακή του τραχύτητα δεν επηρεάζεται από τα καθαριστικά των οδοντοστοιχιών.

Οι Marie et al. (2019) συνέκριναν την παραμόρφωση και τη συγκράτηση των άγκιστρων Ultaire AKP με εκείνες των άγκιστρων από κοβάλτιο – χρώμιο. Διαπίστωσαν ότι παρόλο που τα άγκιστρα από χρώμιο – κοβάλτιο είχαν υψηλότερες τιμές συγκράτησης, υπήρξε μείωση της συγκράτησης με την πάροδο του χρόνου λόγω της μόνιμης παραμόρφωσης.<sup>60</sup> Τα άγκιστρα Ultaire AKP παρουσίασαν χαμηλότερες αλλά σταθερές δυνάμεις συγκράτησης για 15.000 κύκλους και υπέστησαν ελάχιστη παραμόρφωση ακόμη και όταν υποβλήθηκαν σε μη ιδανικές διαδρομές αφαίρεσης. Η Ultaire AKP αξιολογήθηκε περαιτέρω έναντι της πολυαιθερκετονεκτόνης (PEKK), ενός άλλου πολυμερούς από την οικογένεια PAEK.<sup>61</sup> Άγκιστρα από Ultaire AKP, PEKK και κοβάλτιο – χρώμιο δοκιμάστηκαν υπό παρόμοιες συνθήκες 15.000 κύκλων σε μια δοκιμή κόπωσης για την αξιολόγηση της συγκράτησης και της παραμόρφωσης. Όπως και σε προηγούμενες μελέτες, τόσο τα άγκιστρα Ultaire AKP όσο και τα άγκιστρα PEKK επέδειξαν σημαντικά χαμηλότερη συγκράτηση σε σύγκριση με αυτά χρωμίου κοβαλτίου. Παρατηρήθηκαν κυμαινόμενες τιμές συγκράτησης και για τις τρεις ομάδες. Τα άγκιστρα από χρώμιο – κοβάλτιο κατέδειξαν την υψηλότερη συγκρατητική τιμή μετά από 15.000 κύκλους. Οι βασικές τιμές συγκράτησης για τα πολυμερή άγκιστρα διατηρήθηκαν, υποστηρίζοντας έτσι την κλινική χρήση τους για αφαιρούμενες μερικές οδοντοστοιχίες.<sup>6</sup> Το μέτρο ελαστικότητας μέσω της μέτρησης του μέτρου ελαστικότητας με διείσδυση  $E_{IT}$  (indentation modulus) και την παραμόρφωση (πλαστικότητα) μέσω του δείκτη σκληρότητα με διείσδυση  $H_{IT}$  (indentation hardness) του Ultaire AKP, PEEK και PEKK μελέτησαν και οι Lumkemann et al.<sup>62</sup>, οι οποίοι βρήκαν ότι το χαμηλότερο  $E_{IT}$  παρουσίασε το Ultaire AKP και το υψηλότερο το PEKK, με το PEEK να έχει τις ενδιάμεσες τιμές. Παρόμοια αποτελέσματα είχαν και για το  $H_{IT}$ . Το Ultaire AKP παρουσίασε στατιστικά χαμηλότερες τιμές για το  $H_{IT}$  από όλα τα υλικά της κατηγορίας PEEK, ενώ το PEKK εμφάνισε τις υψηλότερες τιμές. Για το λόγο αυτό το Ultaire AKP μοιάζει να είναι καταλληλότερο για τα άγκιστρα των μερικών οδοντοστοιχιών, αφού παρουσιάζει καλύτερη ισορροπία μεταξύ ελαστικότητας και πλαστικότητας, επιτρέποντας την ελαστική παραμόρφωση και την ανάταξή της κατά την άσκηση και την άρση της τάσης αντίστοιχα, παρουσιάζοντας δηλαδή αντίσταση στην πλαστική παραμόρφωση. Αντίθετα, το

PEEK είναι το υλικό με την υψηλότερη ακαμψία και ενδεχομένως το πιο ακατάλληλο για την κατασκευή άγκιστρων, ενώ το PEEK με τις ενδιάμεσες τιμές μοιάζει να είναι πιο άκαμπτο και ψαθυρό από το Ultaire AKP, για αυτό και πάλι δεν είναι τόσο κατάλληλο για κατασκευή άγκιστρων.<sup>6</sup>

Κατά τη σύγκριση του σχηματισμού βιοφίλμ και της μικροβιακής προσκόλλησης σε άγκιστρα Ultaire AKP και χρωμίου – κοβαλτίου, μια *in vitro* μελέτη έδειξε ότι το Ultaire AKP είχε ως αποτέλεσμα σημαντικά μειωμένη προσκόλληση βιοφίλμ *Candida albicans* και *Streptococcus mutans* σε 6 ώρες.<sup>63</sup> Ένα βιοφίλμ αποτελούμενο από μείγμα *Streptococcus mutans* / *Streptococcus sanguinis* αποδείχθηκε ότι διαφοροποιείται λιγότερο στο Ultaire AKP σε σύγκριση με το χρώμιο – κοβάλτιο και το POM. Οι συγγραφείς κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι το Ultaire AKP μπορεί να αποτελέσει ένα ελκυστικό υλικό για την κατασκευή άγκιστρων αφαιρούμενης μερικής οδοντοστοιχίας, δεδομένου ότι έχει εξαιρετικές μηχανικές ιδιότητες, ενώ παράλληλα προάγει λιγότερη μικροβιακή προσκόλληση, ιδίως των στρεπτόκοκκων.

### **5.6. Σκελετοί από πολύ αιθέροαιθέροκετόνη**

Η πολυαιθεροαιθεροκετόνη ή PEEK, είναι ένα άλλο συνθετικό, θερμοπλαστικό πολυμερές με ημικρυσταλλική δομή.<sup>6</sup> Χρησιμοποιείται στην ορθοπεδική εδώ και πολλά χρόνια κυρίως ως υλικό αντικατάστασης αρθρώσεων.<sup>6,64,65</sup> Στην οδοντιατρική, το PEEK έχει μελετηθεί ως δυνητικό υλικό για οδοντικά εμφυτεύματα, στηρίγματα εμφυτευμάτων, σταθερές στεφάνες και γέφυρες και εξαρτήματα κινητών μερικών οδοντοστοιχιών. Το PEEK έχει αποδειχθεί ότι είναι βιοσυμβατό, ανθεκτικό στη φθορά, αδιάλυτο στο νερό και παρουσιάζει χαμηλή αντιδραστικότητα με άλλα υλικά. Έχει μέτρο ελαστικότητας ( $\approx 12$  GPa) που είναι παρόμοιο με την αδαμαντίνη, την οδοντίνη και τα ανθρώπινα οστά (15 GPa) και έχει χαμηλή συγγένεια με την πλάκα σε σύγκριση με τα μέταλλα και άλλες ρητίνες (Akl, 2022; Reda, 2022). Αυτές οι ιδιότητες υποδηλώνουν ότι το PEEK ενδείκνυται ως εναλλακτικό υλικό για την κατασκευή σκελετών αφαιρούμενων μερικών οδοντοστοιχιών<sup>6,65</sup>. Οι Peng et al.<sup>66</sup> διεξήγαγαν μια μελέτη ανάλυσης πεπερασμένων στοιχείων για να αξιολογήσουν το PEEK ως υλικό επιλογής για την κατασκευή άγκιστρων. Όπως και με τη ρητίνη ακετάλης, οι συγγραφείς διαπίστωσαν ότι οι προδιαγραφές που συνιστώνται για άγκιστρα από κράματα κοβαλτίου – χρωμίου δεν ίσχυαν για άγκιστρα από PEEK. Πιο αναλυτικά, διαπίστωσαν ότι τα άγκιστρα από PEEK που κατασκευάζονται

έχοντας πλάτος 3 mm, πάχος 2,25 mm στη βάση και με λόγο κωνικότητας 0,5 και τα οποία εφαρμόζουν σε υποσκαφή 0,50 mm, παρείχαν αποδεκτές συγκρατητικές και μηχανικές ιδιότητες. Επιπρόσθετα, άγκιστρα από PEEK και άγκιστρα από χρώμιο – κοβάλτιο που υποβλήθηκαν σε κύκλους γήρανσης για την προσομοίωση μιας 10ετούς διάρκειας ζωής κλινικής χρήσης παρουσίασαν διαφορετικά προφίλ παραμόρφωσης στους πρώτους κύκλους, αλλά δεν υπήρχαν σημαντικές διαφορές στη μακροχρόνια παραμόρφωση των δύο υλικών.<sup>66</sup>

Επιπλέον, κλινικές μελέτες σχετικά με σκελετούς από κοβάλτιο – χρώμιο που χρησιμοποιούσαν όμως άγκιστρα από PEEK έδειξαν ότι δεν υπήρξαν επιπλοκές και ότι παρατηρήθηκαν πολύ λίγες αλλαγές στο χρώμα ή την υφή κατά τη διάρκεια της παρακολούθησής τους.<sup>65</sup> Έχουν, επίσης, εξεταστεί αφαιρούμενοι σκελετοί μερικών οδοντοστοιχιών φρεζαρισμένοι από PEEK από πολλούς συγγραφείς. Μια μελέτη συνέκρινε φρεζαρισμένους σκελετούς από PEEK με σκελετούς από χρώμιο – κοβάλτιο που κατασκευάστηκαν με διαφορετικές μεθόδους, συμπεριλαμβανομένης της τεχνικής του χαμένου κεριού, τα φρεζαρισμένα / εκτυπωμένα και στη συνέχεια χυτεύσιμα πρότυπα και την επιλεκτική τήξη με λέιζερ. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι οι σκελετοί από PEEK παρουσίασαν τη χαμηλότερη παραμόρφωση και την καλύτερη προσαρμογή.<sup>45</sup>

Σε μια ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων, οι Chen et al.<sup>67</sup> συνέκριναν τη μηχανική λειτουργία των σκελετών που κατασκευάστηκαν από κράματα κοβαλτίου – χρωμίου, κράματα τιτανίου (Ti-6Al-4V) και PEEK. Σε αυτή τη μελέτη, οι σκελετοί από PEEK άσκησαν χαμηλότερη πίεση στους περιοδοντικούς συνδέσμους των δοντιών – στηριγμάτων και παρουσίαζαν πιο ομοιόμορφη κατανομή των μασητικών δυνάμεων σε σύγκριση με τους σκελετούς από κράματα μετάλλων. Ωστόσο, παρατηρήθηκαν υψηλότερες τάσεις και μετατόπιση των ιστών στήριξης κάτω από την άπω προέκταση των σκελετών PEEK. Σε μια άλλη μελέτη συγκρίθηκαν οι υπολειμματικές ακρολοφίες ασθενών που φορούσαν μερικές οδοντοστοιχίες από PEEK με άπω προέκταση με αυτές νωδών ασθενών που δεν φορούσαν κανένα είδους προσθετικής αποκατάστασης και δεν φάνηκαν σημαντικές τρισδιάστατες διαφορές. Αυτά τα ευρήματα υποδηλώνουν ότι οι PEEK σκελετοί μπορεί να έχουν μειωμένο αντίκτυπο στους υποστηρικτικούς μαλακούς ιστούς και το φατνιακό οστό και ότι μπορεί να συμβάλλουν στη διατήρηση των υπολειμματικών ακρολοφιών στους νωδούς ασθενείς. Πρέπει, βέβαια, να σημειωθεί ότι επρόκειτο για μια βραχυπρόθεσμη μελέτη διάρκειας μόνο ενός έτους. Επίσης, αρκετές αναφορές



περιπτώσεων έδειξαν υψηλή ικανοποίηση των ασθενών και σταθερότητα σύγκλεισης με σκελετούς ΡΕΕΚ.<sup>68</sup> Είναι ενδιαφέρον όμως να αναφερθεί ότι ασθενείς που είχαν προηγουμένως φορέσει μερικές οδοντοστοιχίες με σκελετούς από κοβάλτιο – χρώμιο ανέφεραν μειωμένη συγκράτηση των καινούριων μερικών οδοντοστοιχιών από ΡΕΕΚ σε σύγκριση με τις προηγούμενες μερικές οδοντοστοιχίες από χρώμιο κοβάλτιο που αντικαταστάθηκαν. Για αυτό ορισμένοι συγγραφείς πρότειναν την παρασκευή βαθύτερων υποσκαφών, όπως 0,50 mm ή τη χρήση πιο ογκωδών άγκιστρων για την ενίσχυση της συγκράτησης, εάν είναι απαραίτητο.<sup>6</sup>

Μια τυχαίοποιημένη ελεγχόμενη δοκιμή διεξήχθη για τη σύγκριση της στοματικής υγείας που σχετίζεται με την ποιότητα ζωής σε μερικώς νωδούς ασθενείς των οποίων η νωδότητα αποκαταστάθηκε με μερικές οδοντοστοιχίες χρωμίου – κοβαλτίου και ΡΕΕΚ αντίστοιχα. Η μελέτη διαπίστωσε ότι και τα δύο υλικά βελτίωσαν σημαντικά μετά από τέσσερις εβδομάδες, έξι μήνες και ένα έτος. Ενώ η ικανοποίηση των ασθενών ήταν μεγαλύτερη για τις μερικές οδοντοστοιχίες από ΡΕΕΚ, οι διαφορές στο βαθμό ικανοποίησης μεταξύ των δύο υλικών δεν ήταν στατιστικά σημαντικές. Επιπλέον, οι περιοδοντικές εξετάσεις δεν αποκάλυψαν καμία διαφορά στο βάθος περιοδοντικής ανίχνευσης, στους δείκτες αιμορραγίας των ούλων ή στους δείκτες πλάκας μεταξύ των δύο υλικών. Η δοκιμή κατέληξε στο συμπέρασμα ότι οι αφαιρούμενες μερικές οδοντοστοιχίες από ΡΕΕΚ και από χρώμιο κοβάλτιο είχαν παρόμοια επίδραση στο περιοδόντιο.<sup>6</sup> Όπως και με προηγούμενες μελέτες σχετικά με τις οδοντοστοιχίες από ΡΕΕΚ, η δοκιμή είχε σύντομη περίοδο παρακολούθησης ενός έτους, καθώς και μικρό μέγεθος δείγματος 26 ασθενών.

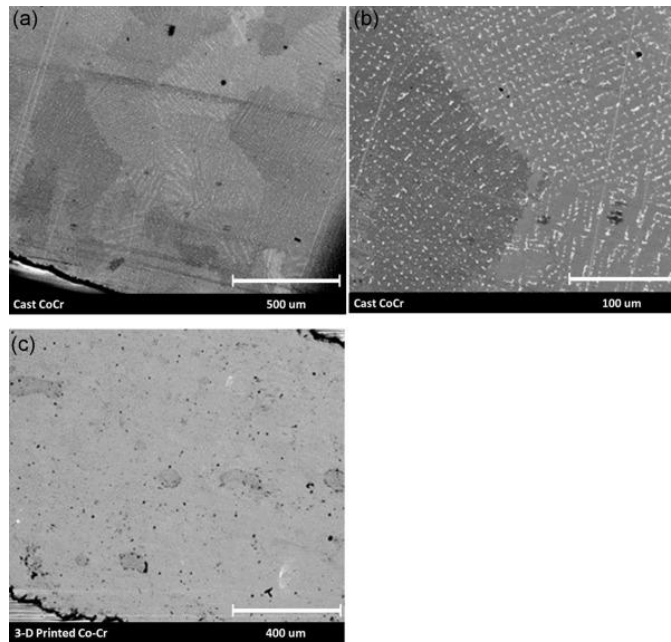
## 6. Ιδιότητες των σκελετών των κατασκευασμένων με την μέθοδο SLM

### 6.1. Μηχανικές ιδιότητες σκελετών Μ.Ο. με τη μέθοδο SLM:Συσχέτιση με την μεταλλογραφική δομή

Πρόσφατα, η κλινική εφαρμογή της ψηφιακής τεχνολογίας επεκτάθηκε ταχύτατα στον ευρύ τομέα της οδοντιατρικής πρακτικής. Στην προσθετική θεραπεία με κινητές οδοντοστοιχίες, ο σχεδιασμός με τη βοήθεια υπολογιστή και η κατασκευή (CAD/CAM) χρησιμοποιείται εμπορικά για την κατασκευή ολικών οδοντοστοιχιών και σκελετών για κινητές μ.ο. Τα κράματα κοβαλτίου – χρωμίου χρησιμοποιούνται σε βιοϊατρικές εφαρμογές λόγω της αντοχής στη διάβρωση, αντοχή στην κόπωση αλλά και αντοχή στον εφελκυσμό. Οι μηχανικές ιδιότητες ενός υλικού είναι από τους πιο καθοριστικούς παράγοντες για την επιτυχία και τη μακροβιότητα μιας προσθετικής αποκατάστασης.

Τεκμηριωμένες μελέτες δείχνουν ότι τα κράματα Co-Cr που παράγονται με SLM διαθέτουν επαρκείς μηχανικές ιδιότητες για κλινική χρήση και θεωρούνται ανώτερα από τα χυτά κράματα Co-Cr. Αυτές οι μηχανικές ιδιότητες συνδέονται στενά με τη μικροδομή τους.<sup>69</sup>

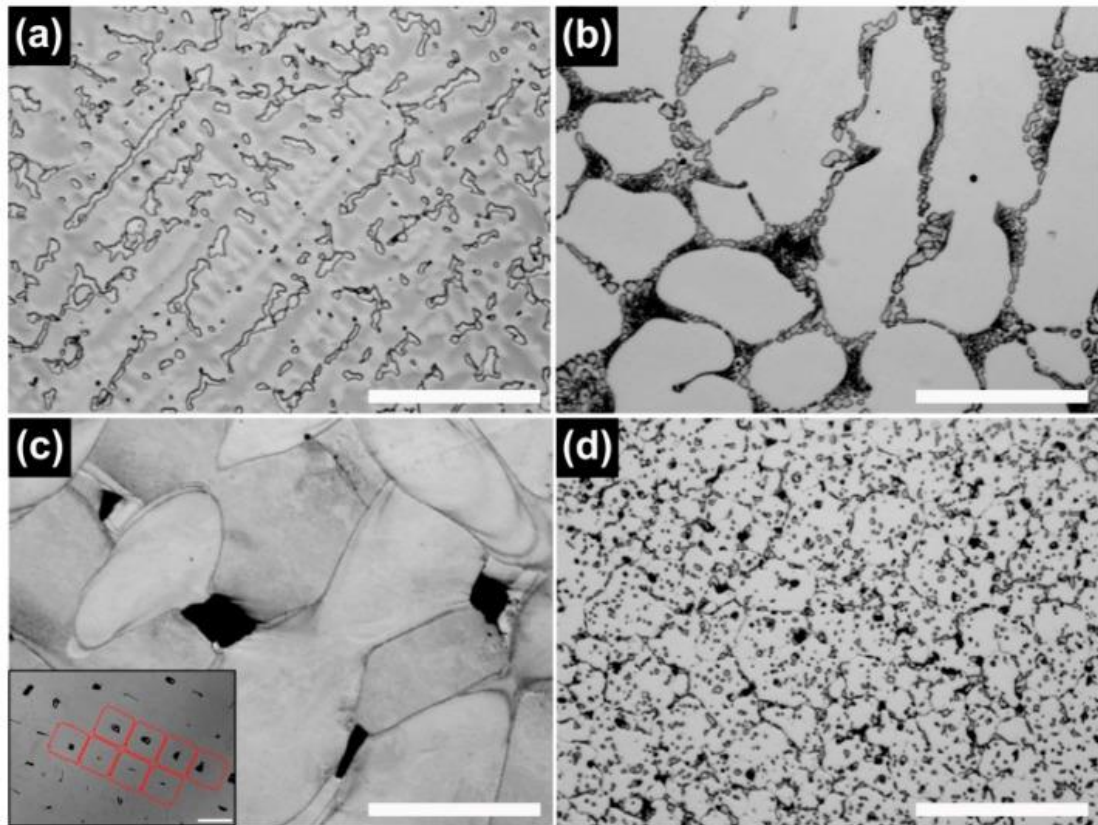
Οι Yager et al.(2015) διαπίστωσαν ότι τα κράματα Co-Cr που παράγονται με SLM διαθέτουν ομοιογένεια με μικρότερο μέγεθος κόκκων (~5-80μm) σε σύγκριση με τα χυτά Co-Cr κράματα (200-300μm). Τα μικρά μεγέθη κόκκων στη διαδικασία SLM αυξάνουν το όριο διαρροής του κράματος που είναι αποτέλεσμα της ταχείας στερεοποίησης και του μικρού διαχωρισμού των στοιχείων του κράματος.<sup>70</sup>



**Εικόνα 20.** Στις εικόνες a, b, φαίνεται το δοκίμιο με τη τεχνική της χύτευσης που παρουσιάζει δευτερογενείς φάσεις με διάφορες κατευθύνσεις ενώ στην εικόνα c, το δοκίμιο SLM παρουσιάζει ομοιογενή δομή.<sup>70</sup>

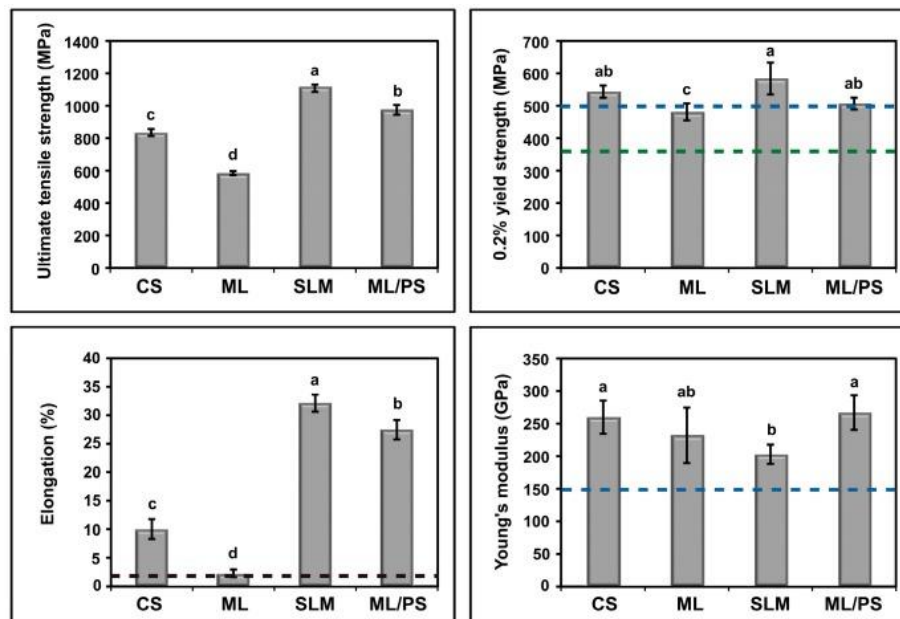
Αυτό διαφέρει από τη χύτευση με επένδυση, όπου μέσα στη λίμνη των τετηγμένων κύβων, σχηματίζονται μεγαλύτεροι κόκκοι γύρω από μικροσκοπικούς πυρήνες που αναπτύσσονται μέχρι τα όρια των κόκκων να συναντηθούν στη στερεά κατάσταση. Ως αποτέλεσμα αυτού, οι δενδριτικές δομές μπορεί να είναι πολύ μεγάλες σε χυτά κράματα Co-Cr, όπου το μέγεθος ενός κόκκου μπορεί να προσεγγίσει τη διάμετρο ενός αγκίστρου μιας κινητής μερικής οδοντοστοιχίας.<sup>71</sup>

Σε έρευνα των Kim et al.<sup>72</sup> εξέτασαν τη μικροδομή και τις μηχανικές ιδιότητες του κράματος Co-Cr, με τρεις διαφορετικές τεχνικές CAD/CAM συγκριτικά με τη συμβατική τεχνική.



**Εικόνα 21.** Μικροδομή και μηχανικές ιδιότητες του κράματος Co-Cr, με τρεις διαφορετικές τεχνικές CAD/CAM συγκριτικά με τη συμβατική τεχνική.

Οι ομάδες ήταν κατασκευασμένες με τη τεχνική SLM, ML, ML/PS (post-sintering) και τη συμβατική (CS). Οι ομάδες χωρίς καμία επεξεργασία, υποβλήθηκαν σε δοκιμασία εφελκυστικής αντοχής (ultimate tensile strength) και μετρήθηκε ταυτόχρονα και το όριο διαρροής. Η κατάταξη των ομάδων στον εφελκυσμό ήταν η εξής: SLM>ML/PS>CS>ML. Όσον αφορά το όριο διαρροής η σειρά άλλαξε ελάχιστα SLM>CS>ML/PS>ML. Στην επιμήκυνση: SLM>ML/PS>CS>ML. Το μέτρο ελαστικότητας: ML/PS>CS>ML>SLM.



**Εικόνα 22.** Σύγκριση μεταξύ των ιδιοτήτων τεσσάρων κραμάτων Co-Cr.

Σε όλες τις μηχανικές δοκιμασίες η ομάδα με την τεχνική SLM έδωσε τις υψηλότερες τιμές συγκριτικά με τις άλλες ομάδες (Πίνακας 4).

**Πίνακας 4.** Μηχανικές ιδιότητες<sup>73</sup>

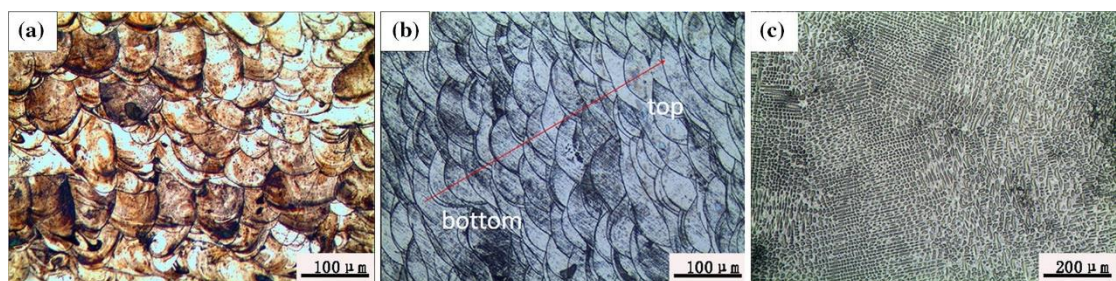
Ομάδα	0.2YS (MPa)	UTS(MPa)	E (%)	Μέτρο Young (GPa)
CAST	540 (20)	-	10 (2)	260 (20)
SLM	580 (50)	-	32 (2)	200 (10)
ML/PS	510 (20)	-	27 (2)	270 (30)
ML	480 (20)	-	2.3 (0.7)	230 (40)

Το υψηλό όριο διαρροής και το σχετικά χαμηλό αλλά επαρκές μέτρο ελασικότητας για την ομάδα SLM υποδηλώνουν ότι το κράμα είναι κατάλληλο για την κατασκευή τόσο των αφαιρούμενων σκελετών μερικής οδοντοστοιχίας όσο και αγκίστρων (clasps), με το πλεονέκτημα ότι οι αποκαταστάσεις μπορούν να γίνουν λεπτότερες στη διατομή διατηρώντας επαρκή ακαμψία. Η υψηλή τιμή του ορίου διαρροής υποδηλώνει επίσης ότι με τη χρήση του κράματος μπορεί να αποφευχθεί η αργή χαλάρωση της συγκράτησης των αγκίστρων με Co-Cr κατά τη χρήση λόγω μόνιμης παραμόρφωσης. Επιπλέον, η μεγάλη τιμή της ποσοστιαίας επιμήκυνσης

(δηλαδή η μεγάλη ολκιμότητα) υποδηλώνει ότι οι προσαρμογές των ακτίστων που παράγονται από το κράμα SLM μπορούν να γίνουν χωρίς θραύση.

Οι Fu et al.<sup>74</sup> κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι τα δείγματα με τη τεχνική SLM έχουν στατιστικά μεγαλύτερη αντοχή στη σκληρότητα από τη συμβατική τεχνική που πιθανότατα οφείλεται στη καλύτερη ποιότητα της μικροδομής των SLM με λιγότερους πόρους, αν και δεν βρέθηκαν διαφορές στη μικροσκληρότητα και στο μέτρο ελαστικότητας.

Άλλοι ερευνητές που σύγκριναν κράματα Co-Cr με τη συμβατική και την SLM τεχνική κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι οι μηχανικές ιδιότητες με την SLM είναι καλύτερες σε σύγκριση με τη συμβατική τεχνική λόγω της καλύτερης μικροδομής των SLM σκελετών, η οποία έχει λεπτότερους κόκκους.<sup>75,76,77,78,79</sup> Στο ίδιο συμπέρασμα κατέληξαν και άλλοι ερευνητές<sup>80</sup> που έδειξαν υψηλότερες τιμές στη σκληρότητα Vickers, αντοχή στον εφελκυσμό, υψηλότερο όριο διαρροής και μεγαλύτερη ποσοστιαία επιμήκυνση με την τεχνική SLM συγκριτικά με τη συμβατική. Οι διαφορές μεταξύ των ομάδων οφείλονται στην ενίσχυση των ορίων των κόκκων και της ενίσχυσης του υπερκορεσμού και συμβάλλουν στη μεγαλύτερη αντοχή και σκληρότητα των κραμάτων Co-Cr με τη τεχνική SLM.



**Εικόνα 23.** Εικόνες μεταλλογραφικού μικροσκοπίου. (a), (b) εικόνες δοκιμίων με τη τεχνική SLM σε οριζόντια και κάθετη κατεύθυνση και (c) εικόνες με τη συμβατική τεχνική (cast).

Συνήθως, όσο λεπτότερος είναι ο κρυσταλλικός κόκκος μέσα σε ένα κράμα, τόσο μεγαλύτερος είναι ο αριθμός των κρυσταλλικών ορίων, με αποτέλεσμα μεγαλύτερη αντίσταση στην κίνηση παρεκτόπισης (dislocation) και άρα στο φαινόμενο της μετατόπισης των ακμών του πλέγματος, γεγονός που οδηγεί σε μεγαλύτερη αντοχή και σκληρότητα.<sup>81</sup>

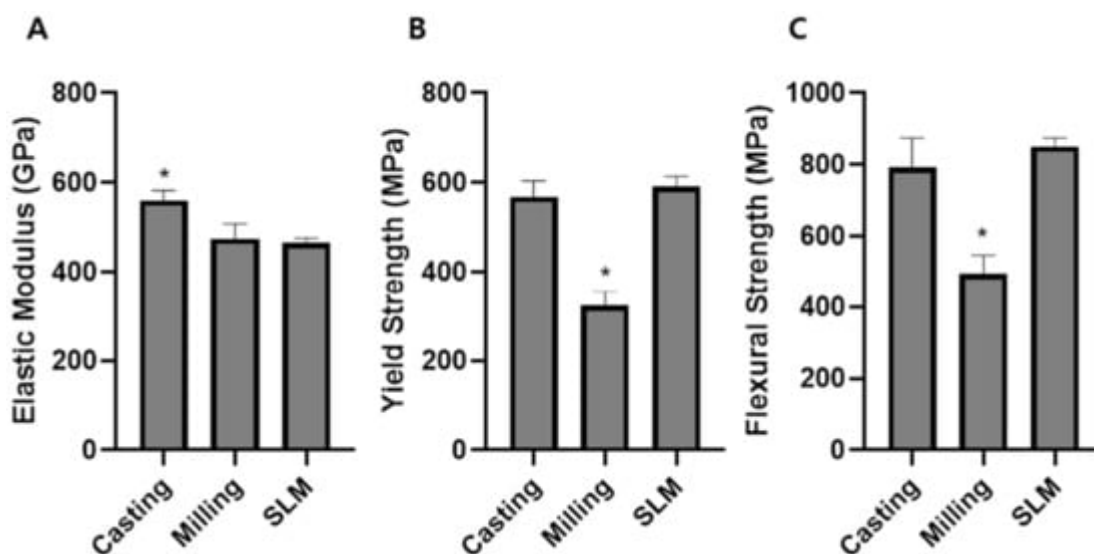
Στατιστικά σημαντικές διαφορές διαπιστώθηκαν και στη μελέτη των Zhou et al.<sup>82</sup> οι οποίοι απέδειξαν ότι τα κράματα που κατασκευάζονται με τη τεχνική SLM εμφανίζουν ανώτερη ποιότητα στη μικροδομή τους αλλά και καλύτερες μηχανικές

ιδιότητες, τόσο από τα κράματα που κατασκευάζονται με τη συμβατική τεχνική αλλά και με την τεχνική κοπής. Οι ομάδες με την τεχνική κοπής και την συμβατική τεχνική δεν είχαν μεγάλες αποκλίσεις μεταξύ τους. Η δομή των SLM δειγμάτων έδειξε λεπτότερους κόκκους, ενισχύοντας με αυτό τον τρόπο το κράμα, αλλά βελτιώνει ωστόσο την ολκιμότητα και την αντοχή τους. Επιπρόσθετα, η ταχεία στερεοποίηση αυξάνει το όριο διάλυσης (solution limit) των διαλυμένων στοιχείων (solute elements) και μειώνει τον δενδριτικό διαχωρισμό, γεγονός που επηρεάζει τη βελτίωση της απόδοσης με δύο τρόπους. Πρώτον, ενισχύει τα αποτελέσματα ενίσχυσης του διαλύματος με τη διατήρηση υψηλού υπερκορεσμού. Δεύτερον, το υπερκορεσμένο στοιχείο στερεού διαλύματος θα κατακρημνιστεί αργότερα και θα ενισχύσει την επίδραση ενίσχυσης της δεύτερης φάσης. Τα δοκίμια SLM περιείχαν μεγάλο αριθμό ομοιογενώς διασκορπισμένων σωματιδίων δεύτερης φάσης. Αυτό ενίσχυσε τη διασπορά, επειδή η κίνηση εκτόπισης οδήγησε σε εκτεταμένους βρόχους μετατόπισης (dislocation loops) όταν η κίνηση των μετατοπίσεων παρεμποδίστηκε από τα σωματίδια δεύτερης φάσης. Με την αύξηση του ρυθμού στερεοποίησης, ο συντελεστής κατανομής της διαλυμένης ουσίας θα αποκλίνει από την κατάσταση ισορροπίας, γεγονός που υποδεικνύει ότι ο πραγματικός συντελεστής κατανομής της διαλυμένης ουσίας,  $K$ , τείνει πάντα προς το 1 όταν αυξάνεται ο ρυθμός στερεοποίησης, ανεξάρτητα από το αν  $K > 1$  ή  $K < 1$ . Ως εκ τούτου, η ομάδα SLM δεν είχε δενδριτικούς διαχωρισμούς, αλλά, αντίθετα, ομοιογενώς λεπτόκοκκη μικροδομή.

Οι Stamenkovic et al.<sup>83</sup> σύγκριναν κράματα Co-Cr. Στην μία ομάδα τα δοκίμια κατασκευάστηκαν με τη συμβατική και οι άλλες δύο ομάδες με τη τεχνική DMLS με διαφορετικές παραμέτρους που επιλέγονται για τη κατασκευή (γωνία, θέση και θερμική επεξεργασία) και σύγκριναν τη μικροδομή των υλικών αλλά και τις μηχανικές ιδιότητες, το όριο διαρροής, την αντοχή στον εφελκυσμό και την εκατοστιαία επιμήκυνση. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι τις υψηλότερες τιμές, στο όριο διαρροής και την αντοχή εφελκυσμού και ελαφρώς χαμηλότερη τιμή στην επιμήκυνση είχαν με σειρά κατάταξης τα 3D-printed>SLM>SLS>CC (conventional casting).

Οι Hong et al.<sup>84</sup> κατασκεύασαν δοκίμια με τη συμβατική τεχνική, με τη τεχνική κοπής και με την SLM σε κράματα Co-Cr. Εκτός από τις μηχανικές ιδιότητες (μέτρο ελαστικότητας, όριο διαρροής και αντοχή στη κάμψη) που μελετήθηκαν, εξέτασαν και τον μεταλλοκεραμικό δεσμό. Τα ευρήματά τους έδειξαν ότι η τεχνική SLM και η

συμβατική είχαν παρόμοια συμπεριφορά, ενώ η τεχνική κοπής έδειξε υποδεέστερη συμπεριφορά. Στο μέτρο ελαστικότητας η σειρά κατάταξης ήταν πρώτη η συμβατική  $560.53 \pm 21.53$  (GPa) με στατιστικά σημαντική διαφορά από τις άλλες δυο τεχνικές, ακολουθούμενη από τη τεχνική κοπής  $473.55 \pm 35.02$  (GPa) και τέλος από την SLM  $464.55 \pm 10.77$  (GPa). Υψηλό μέτρο ελαστικότητας σημαίνει ότι απαιτείται μεγαλύτερη τάση για να παραμορφωθεί ένα υλικό σε συγκεκριμένη δύναμη. Το μέτρο ελαστικότητας ενός υλικού είναι το μέτρο της ακαμψίας του, δηλαδή χαμηλό μέτρο ελαστικότητας σημαίνει περισσότερο εύκαμπτο υλικό.



**Εικόνα 24.** Τα διαγράμματα των μηχανικών ιδιοτήτων των κραμάτων Co-Cr με τις τεχνικές χύτευσης, κοπής και SLM.

Ωστόσο, στο όριο διαρροής η SLM είχε την υψηλότερη τιμή  $591.18 \pm 22.31$  (MPa), με μικρή απόκλιση από την συμβατική τεχνική  $567 \pm 35.53$  (MPa) και η τεχνική κοπής με τη χαμηλότερη τιμή  $323.86 \pm 32.04$  (MPa) σε βαθμό στατιστικά σημαντικό, που σημαίνει ότι η πλαστική παραμόρφωση στα δείγματα με τη τεχνική της κοπής συμβαίνει σε χαμηλότερες τάσεις, ενώ τα δοκίμια με την τεχνική SLM διατηρούν την ελαστικότητά τους και σε υψηλότερες τάσεις. Αντίστοιχα με την αντοχή, στην κάμψη είχε τη χαμηλότερη τιμή  $494.16 \pm 51.93$  (MPa) με στατιστικά σημαντική διαφορά από την συμβατική  $792.31 \pm 81.64$  (MPa) και την SLM  $849.48 \pm 24.45$  (MPa). Οι Dong<sup>85</sup>, μελέτησαν τη συμβατική τεχνική με την τεχνική SLM σε κράματα Co-Cr. Τα αποτελέσματα και σε αυτή την μελέτη έδειξαν ότι τα κράματα Co-Cr με την τεχνική SLM υπερτερούν έναντι της συμβατικής. Στη τάση εφελκυστικής αντοχής (MPa) η ομάδα SLM είχε τιμές 1128.6 (14.46) έναντι της συμβατικής με 818.6 (20.52). Στο όριο διαρροής (MPa) η ομάδα SLM είχε τιμές 604 (30.61) έναντι της συμβατικής με



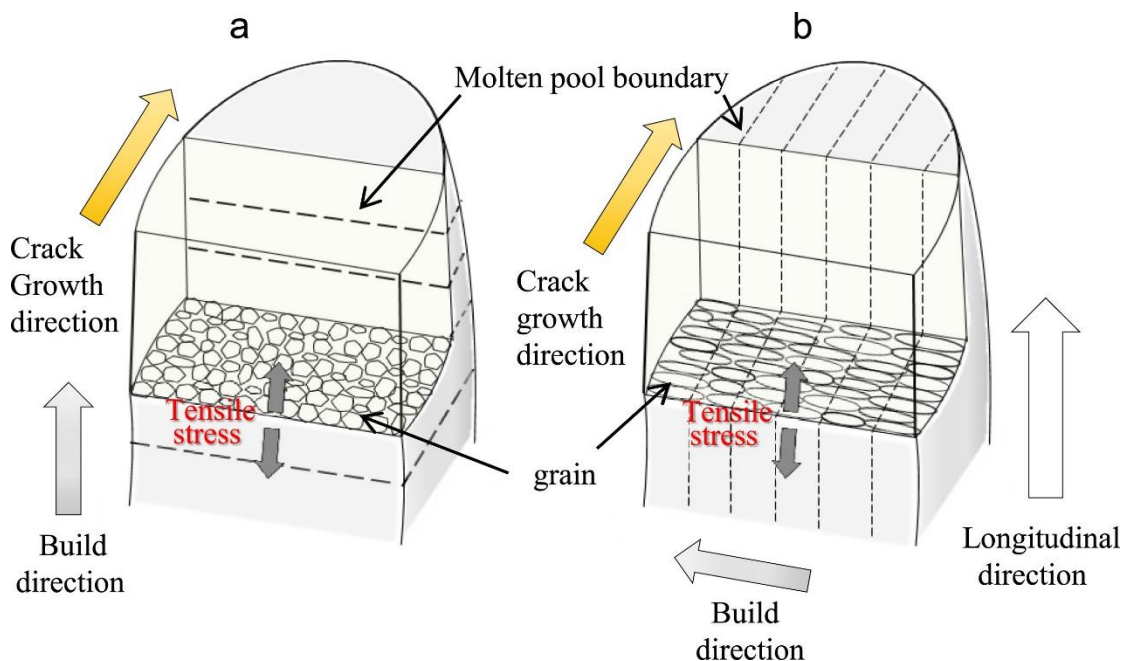
576 (61.26) και στη εκατοστιαία επιμήκυνση (%) η ομάδα SLM είχε τιμές 24.5 (2.91) έναντι της συμβατικής με 3.4 (0.32). Η εξήγηση είναι ότι οι λεπτοί κόκκοι και τα κατακρημνίσματα που παρατηρούνται στο κράμα SLM μπορούν να βελτιώσουν την επιμήκυνση καθώς και να ενισχύσουν την αντοχή σε εφελκυσμό.

Οι Dimitriadis et al.<sup>86</sup> εξέτασαν κράμα Co-Cr με την τεχνική SLM αν πληρεί τις συνθήκες για την κατασκευή σκελετών μερικών οδοντοστοιχιών σύμφωνα με το ISO 22674. Τα αποτελέσματα (μέσες τιμές και σταθερές αποκλίσεις στη παρένθεση) έδειξαν τάση εφελκυστικής αντοχής (MPa) 1065.8 (27.18), το ISO όμως δεν δίνει την ελάχιστη τιμή που είναι αποδεκτή, όριο διαρροής (MPa) 695.11 (54.74) και το ISO 36-500, για την εκατοστιαία επιμήκυνση (%) 9.88 (1.08) και στο ISO είναι 2 η ελάχιστη τιμή, το μέτρο του Young (GPa) 279.27 (32.75) και στο ISO η ελάχιστη τιμή είναι 150 και τέλος η μικροσκληρότητα Vickers (GPa) είναι SLM 4.95 (0.60) και το ISO δεν δίνει την ελάχιστη τιμή που είναι αποδεκτή.

Οι τιμές στις ερευνητικές εργασίες για τα κράματα Co-Cr με την τεχνική SLM κυμαίνονται για τη σκληρότητα Vickers από 400 σε 517 HV για διαφορετικές παραμέτρους SLM. Οι παραλλαγές στην ισχύ του λέιζερ, της ταχύτητας του λέιζερ και το πάχος της στρώσης μεταβάλλονται από 25 W σε 500 W από 33 mm/s έως 1500 mm/s και από 20 μm έως 40 μm, αντίστοιχα. Η σκληρότητα Rockwell για τα κράματα Co-Cr κατασκευασμένα με τη τεχνική SLM κυμαίνεται από 36 HRC - 43.1 HRC. Οι τιμές για τις διαφορετικές παραμέτρους στην ισχύ του λέιζερ, της ταχύτητας του λέιζερ και το πάχος της στρώσης μεταβάλλονται από 25 W σε 500 W από 33.3 mm/s έως 1200 mm/s και από 20 μm έως 500 μm, αντίστοιχα. Η ταχύτητα του λέιζερ αποτελεί τον καθοριστικό παράγοντα που επηρεάζει την σκληρότητα των υλικών με τη τεχνική SLM. Έχει παρατηρηθεί ότι όταν αυξάνεται η ταχύτητα του λέιζερ, μειώνεται η σκληρότητα του υλικού και αυτό συμβαίνει λόγω ανεπαρκούς έντασης της ενέργειας για την τήξη της σκόνης ώστε να σχηματιστεί ο δεσμός μεταξύ των κόκκων. Η υπερβολική αύξηση της ισχύος του λέιζερ μπορεί να οδηγήσει σε εκτεταμένη συσσωμάτωση κόκκων και σε υπερβολική ποσότητα σχηματισμού υγρών, που μπορούν να μειώσουν υπερβολικά το ιξώδες, προκαλώντας μείωση της σκληρότητας. Αυτό συμβαίνει επειδή η αύξηση της ισχύος του λέιζερ δεν μπορεί να εγγυηθεί το κατάλληλο βάθος τήξης και την πλήρη συμπύκνωση λόγω της συσσωμάτωσης των κόκκων.<sup>87</sup>

Η μέγιστη αντοχή στον εφελκυσμό (ultimate tensile strength) για τα κράματα Co-Cr με την τεχνική SLM κυμαίνονται 1050-1300 MPa και όριο διαρροής (yield strength) 700-900 MPa.<sup>87</sup>

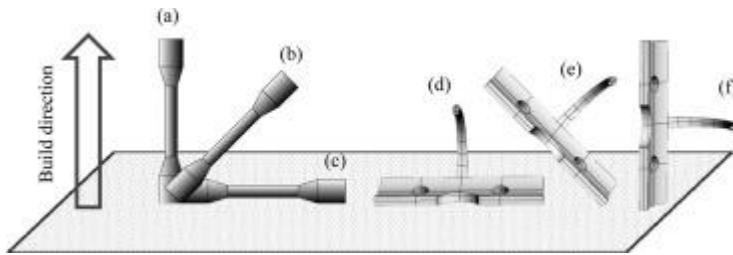
Το λεπτό μέγεθος των κόκκων, τα επιμήκη ιζήματα και οι κυτταρικοί δενδρίτες που λειτουργούν ως εμπόδια για την κίνηση μετατόπισης έχουν ως αποτέλεσμα τις υψηλότερες τιμές UTS για τα κράματα Co-Cr που κατασκευάστηκαν με SLM. Η ταχεία διαδικασία τήξης και στερεοποίησης έχει ως αποτέλεσμα λεπτή και ομοιογενή δομή.<sup>87,88</sup> Οι λεπτοί κόκκοι και ο μεγάλος αριθμός κρυσταλλικών ορίων που εμποδίζουν την μετατόπιση έχουν ως αποτέλεσμα υψηλότερη αντοχή σε εφελκυσμό και στο όριο διαρροής κραμάτων Co-Cr με SLM.



**Εικόνα 25.** Σχηματική παράσταση της σχέσης προσανατολισμού των κόκκων και των ορίων της δεξαμενής τήγματος που εξαρτάται από τη διεύθυνση δόμησης και τη διεύθυνση ανάπτυξης δομής.<sup>89</sup>

Φαίνεται από τις διαφορετικές έρευνες ότι τα κράματα Co-Cr με SLM έχουν ανώτερες μηχανικές ιδιότητες συγκριτικά με τα κράματα που κατασκευάζονται με τη συμβατική τεχνική και οι διαφορετικές τιμές οφείλονται στις διαφορετικές παραμέτρους που χρησιμοποιεί ο κάθε ερευνητής και παρουσιάζονται στους Πίνακες 5 και 6.<sup>89,90</sup>

Σε έρευνα των Kajima et al.<sup>89</sup> μελέτησαν την αντοχή στην κόπωση αγκίστρων Co-Cr με τη τεχνική SLM και με τη συμβατική τεχνική.



**Εικόνα 26.** Σχηματική απεικόνιση των προσανατολισμών των δοκιμίων στην πλάκα βάσης: (α) TL0, (β) TL45, (γ) TL90, (δ) FLO, (ε) FL45 και (στ) FL90.<sup>89</sup>

Κατασκεύασαν δοκίμια για την αντοχή στον εφελκυσμό (TL, για τα δοκίμια στην αντοχή στον εφελκυσμό). Τα δοκίμια με την τεχνική SLM είχαν διαφορετική γωνία ( $0^{\circ}$ ,  $45^{\circ}$ ,  $90^{\circ}$ ), ενώ με τη συμβατική τεχνική χρησιμοποιήθηκε είτε σκόνη (TCP) για τη κατασκευή τους, είτε ράβδοι (TCI). (Η γωνία στη συγκεκριμένη μελέτη υποδηλώνει την γωνία που σχηματίζει η δέσμη laser με τον επιμήκη άξονα του δομούμενου δοκιμίου. Δηλαδή  $0^{\circ}$  σημαίνει ότι η δέσμη ήταν παράλληλη προς τον επιμήκη άξονα του δοκιμίου και κάθετη προ την πλατφόρμα).

**Πίνακας 5.** Μηχανικές Ιδιότητες<sup>89</sup>

Δοκίμια	0.2 PS (MPa) Όριο διαρροής	UTS (MPa) Αντοχή εφελκυσμού	E (%) Μέτρο ελαστικότητας
TLO	837 (37)	1170 (29)	12.7 (3)
TL45	872 (41)	1274 (8)	9.4 (1.2)
TL90	896 (9)	1272 (16)	9.1 (1.9)
TCP	571 (23)	775 (67)	11.2 (2)
TCI	535 (10)	788 (40)	12.4 (2.9)

TLO: δοκίμια SLM σε γωνία  $0^{\circ}$ , TL45: δοκίμια SLM σε γωνία  $45^{\circ}$ , TL90: δοκίμια SLM σε γωνία  $90^{\circ}$ , TCP: δοκίμια με την τεχνική χύτευσης κατασκευασμένα από σκόνη ως πρώτη ύλη, TCL: δοκίμια με την τεχνική χύτευσης κατασκευασμένα από ράβδο ως πρώτη ύλη.<sup>89</sup>

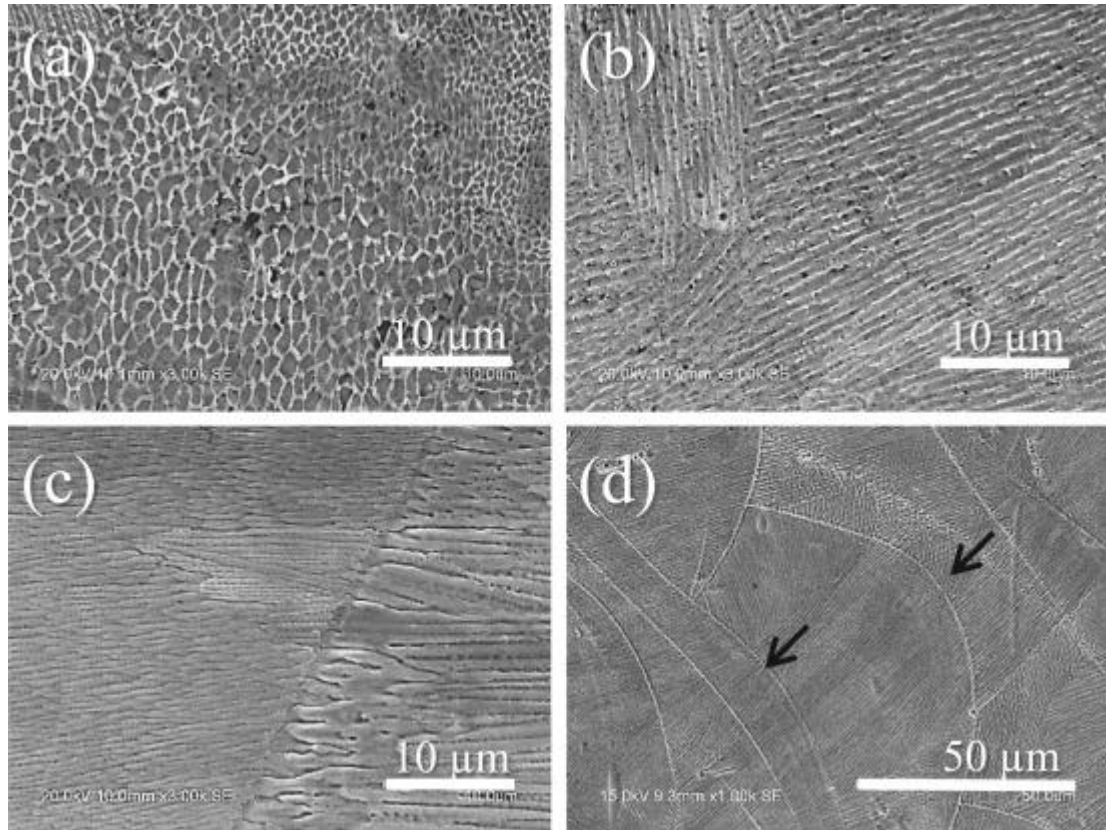
**Πίνακας 6.**

Δοκίμια	Deflectiion (mm)	FLO	FL45	FL90	FCP	FCI
Κύκλος αστοχίας	0.25	389,317 (82,864)	492,976 (149,534)	Μη αποτυχία	Μη αποτυχία	Μη αποτυχία
	0.5	28,484 (11,786)	43,465 (6,730)	205,418 (45,103)	112,770 (17,663)	125,300 (24,971)
Μόνιμη παραμόρφωση (μm)	0.25	αστοχία	αστοχία	41.6 (3.1)	41.5 (3.9)	43.1 (2.6)
	0.5	αστοχία	αστοχία	αστοχία	αστοχία	αστοχία
Load to deflection (N) (initial load)	0.25	6,9 (0.2)	8.5 (0.3)	8.0 (0.4)	9.0 (0.4)	9.6 (0.5)
	0.5	14,1 (0.6)	16.5 (1.1)	16.3 (1.0)	16.8 (0.6)	19.0 (1.2)
Load to deflection (N) (last load)	0.25	0	0	7.8 (0.5)	8.6 (0.5)	9.3 (0.3)
	0.5	0	0	0	0	0

FLO: δοκίμια SLM σε γωνία 0°, FL45: δοκίμια SLM σε γωνία 45°, FL90: δοκίμια SLM σε γωνία 90°, FCP: δοκίμια με την τεχνική χύτευσης κατασκευασμένα από σκόνη ως πρώτη ύλη, FCL: δοκίμια με την τεχνική χύτευσης κατασκευασμένα από ράβδο ως πρώτη ύλη.<sup>89</sup>

Οι μηχανικές ιδιότητες και η αντοχή σε κόπωση δοκιμίων από κράμα Co-Cr που παρασκευάστηκαν με επιλεκτική τήξη με λέιζερ (SLM) χρησιμοποιώντας τρεις διαφορετικές κατευθύνσεις κατασκευής (0° (TL0, FLO), 45° (TL45, FL45) και 90° (TL90, FL90)) διερευνήθηκαν και συγκρίθηκαν με εκείνες των χυτών δοκιμίων. Όλες οι ομάδες των κραμάτων SLM παρουσίασαν σημαντικά υψηλότερα όρια διαρροής υπολογισμένα με τη μέθοδο της προβολής 0,2% και οριακές αντοχές εφελκυσμού σε σχέση με τα χυτά δοκίμια, πιθανότατα λόγω της μικροδομικής τελειοποίησης των κατασκευών SLM μέσω της ταχείας στερεοποίησής τους. Αντίθετα, τα δοκίμια που παρασκευάστηκαν με SLM παρουσίασαν σημαντική ανισοτροπία στην αντοχή τους σε κόπωση. Η αντοχή σε κόπωση του FL90 ήταν σημαντικά υψηλότερη από εκείνη των χυτών δοκιμίων, ενώ εκείνες των FLO και FL45 ήταν σημαντικά χαμηλότερες. Αυτό θα μπορούσε να οφείλεται σε διάφορους παράγοντες, όπως η επιφανειακή τραχύτητα, ο προσανατολισμός των κρυστάλλων, η παραμένουσα τάση και τα όρια

της λίμνης τήξης (molten pool boundaries). Ωστόσο, ο κυρίαρχος παράγοντας που επηρεάζει την αντοχή σε κόπωση των κατασκευών SLM παραμένει απροσδιόριστος, υποδεικνύοντας ότι απαιτούνται περαιτέρω μελέτες για την αποσαφήνιση της αιτίας της ανισοτροπίας της αντοχής σε κόπωση.



**Εικόνα 27.** Αντιπροσωπευτικές εικόνες ηλεκτρονικού μικροσκοπίου σάρωσης. (a) FLO, (b) FL45, (c) FL90 υψηλής μεγέθυνσης, (d) FL90 χαμηλής μεγέθυνσης.<sup>89</sup>

Τα αποτελέσματα που προέκυψαν από την παρούσα μελέτη υποδηλώνουν τη δυνατότητα χρήσης SLM στην κατασκευή σημαντικά ανθεκτικών αφαιρούμενων σκελετών μερικών οδοντοστοιχιών, όταν υιοθετείται η κατάλληλη κατεύθυνση κατασκευής.

Στη μελέτη των Alexandrino<sup>90</sup> φαίνονται τα αποτελέσματά τους και το πώς η γωνία επηρεάζει τις μηχανικές ιδιότητες της κατασκευής, προτείνοντας σαν καλύτερη τη γωνία 45°.

**Πίνακας 7.** Μηχανικές ιδιότητες.<sup>90</sup>

Angulation	Μέτρο ελαστικότητας (GPa)	Αντοχή στη κάμψη (MPa)	Σκληρότητα Vickers (HV)
0°	88.85 ±10.16	2858.04 ±216.13	496.80 ±23.21
45°	113.20 ±9.81	2649.69 ±215.91	466.40 ±20.49
90°	95.17 ±3.20	2431.13 ±53.90	430.60 ±9.23

Στο ίδιο συμπέρασμα κατέληξαν και οι Aarts et al. (2021) που εξέτασαν την κατασκευή δοκιμίων με τη τεχνική DMLS και διαφορετικές γωνίες κατασκευής (0,45 και 90). Η γωνία κατασκευής 45 μοιρών παρουσίασε το χαμηλότερο μέσο μέτρο ελαστικότητας 213,3 GPa και την υψηλότερη αντοχή σε εφελκυσμό 1180,9 MPa. Η γωνία κατασκευής 90 μοιρών είχε ως αποτέλεσμα την υψηλότερη μέση επιμήκυνση 10,6% και το υψηλότερο μέτρο ελαστικότητας 234,0 MPa.

Άλλοι ερευνητές<sup>91</sup> εξέτασαν διάφορες παραμέτρους και συνθήκες όπως η θερμική ισοστατική πίεση (hot isostatic pressing, HIP), για να εξαλειφθούν οι πόροι στη δομή του μετάλλου, να βελτιωθούν οι μηχανικές ιδιότητες του υλικού με αποτέλεσμα να δημιουργούνται υψηλής πυκνότητας στοιχεία, της τεχνικής SLM και το πώς επηρεάζουν τις μηχανικές ιδιότητες της προσθετικής κατασκευής. Η πρώτη παράμετρος ήταν η μονή και διπλή σάρωση από το λέιζερ (I,II), η ταχύτητα (556,371 και 280) mm/s και πυκνότητα της ενέργειας-ενέργεια ανά μονάδα όγκου του υλικού (energy density) (50,75,100) J/mm<sup>3</sup>.

**Πίνακας 8.** Μηχανικές ιδιότητες.<sup>91</sup>

Ομάδα	Συμπίεση			Μονοαξονική τάση		
	Συμβατικό όριο διαρροής (MPa)	Αντοχή στη θλίψη (MPa)	Συνολική παραμόρφωση (%)	Συμβατικό όριο διαρροής (MPa)	Εφελκυστική αντοχή (MPa)	Επιμήκυνση (%)
50-I	790 ± 12.4	1320 ± 10.4	43 ± 1.2	403 ± 2.3	496 ± 32.7	1.3 ± 0.4
50-II	820 ± 17.6	1110 ± 8.5	46 ± 1.5	425 ± 42.3	525 ± 60.7	1 ± 0.3
75-I	845 ± 25.4	1280 ± 18.3	48 ± 2.3	505 ± 48.8	640 ± 19.7	2.8 ± 0.7
75-II	856 ± 28	1310 ± 6.5	56 ± 1.6	598 ± 46.7	768 ± 71.4	1.9 ± 0.7

Ομάδα	Συμπύεση			Μονοαξονική τάση		
	Συμβατικό όριο διαρροής (MPa)	Αντοχή στη θλίψη (MPa)	Συνολική παραμόρφωση (%)	Συμβατικό όριο διαρροής (MPa)	Εφελκυστική αντοχή (MPa)	Επιμήκυνση (%)
100-I	793 ± 22.4	1505 ± 33.4	59 ± 2.3	606 ± 16	954 ± 108.7	6 ± 1.4
100-II	811 ± 18.6	1495 ± 21.7	62 ± 1.4	657 ± 19	893 ± 32.7	3.6 ± 0.5
50-I (μετά HIPing)	620 ± 21.7	1010 ± 26.2	49 ± 3.2	437 ± 33	507 ± 22	6.2 ± 1.6
100-I (μετά HIPing)	770 ± 13.9	1435 ± 14.8	63 ± 2.7	596 ± 17	730 ± 18	8.9 ± 0.8

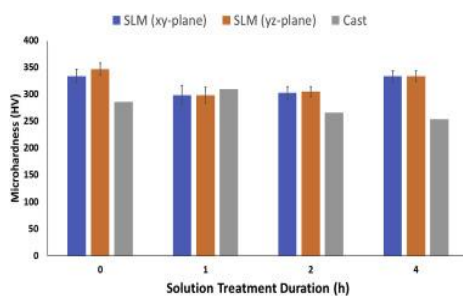
Η βελτιωμένη μηχανική συμπεριφορά αποδόθηκε κυρίως στην αυξημένη πυκνότητα και στην ενίσχυση των ορίων των κόκκων. Ωστόσο, η επεξεργασία HIP (Hot Isostatic Pressure – θερμή ισοστατική συμπύεση) αύξησε την εφελκυστική ολκιμότητα και μείωσε το όριο διαρροής, ως αποτέλεσμα της αύξησης του μεγέθους των κόκκων. Η επιφάνεια θραύσης λόγω τάσης υποδηλώνει ότι στα δοκίμια που υποβλήθηκαν σε επεξεργασία με SLM έλαβε χώρα κυρίως η ψαθυρή θραύση.

Η ποσοστιαία επιμήκυνση (percentage elongation) των κραμάτων Co-Cr με SLM επίσης παρουσιάζει μεταβολές ανάμεσα σε διαφορετικούς ερευνητές και έχει τιμές από 5-20% ανάλογα τις συνθήκες κατασκευής τους.<sup>86,87</sup>

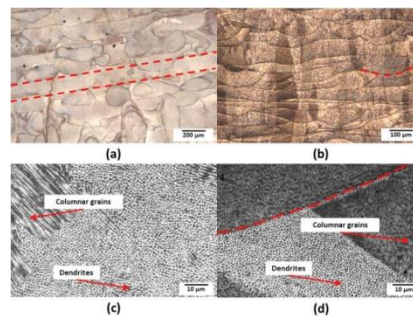
Ένας προβληματισμός για τις μεταλλικές κατασκευές με τη διαδικασία SLM, είναι ότι η διαβάθμιση υψηλής θερμοκρασίας μπορεί να προκαλέσει αλλαγή στον ρυθμό ψύξης και δύναμη συστολής κατά τη ψύξη της λιωμένης μεταλλικής σκόνης ανάλογα με την θέση της διαδρομής σάρωσης του λέιζερ. Οποιαδήποτε ανομοιόμορφη συστολή του στερεοποιημένου υλικού μπορεί να οδηγήσει σε υπολειμματικές τάσεις. Με τη συσσώρευση υπολειμματικών τάσεων μεταξύ και εντός των στρώσεων η τάση αυξάνεται, με αποτέλεσμα σταδιακά την παραμόρφωση και τη ρηγμάτωση των αντικειμένων. Αν και η παραμόρφωση μπορεί να περιοριστεί με τη χρήση μιας μεταλλικής στήριξης, οι παραμένουσες τάσεις στο εσωτερικό της στήριξης και των εξαρτημάτων θα πρέπει να μειωθούν όσο το δυνατόν περισσότερο πριν από την αφαίρεση του αντικειμένου.<sup>92,93</sup>

## 6.2. Θερμική επεξεργασία

Η θερμική επεξεργασία θεωρείται οικονομική και αποτελεσματική μέθοδος για την εξάλειψη των υπολειμματικών τάσεων και θεωρείται ότι βελτιώνει και τη μικροδομή της κατασκευής.<sup>81,94</sup> Ανάλογα με τις συνθήκες θερμικής επεξεργασίας, τα κράματα υφίστανται ανακούφιση – αποκατάσταση (recovery), ανακρυστάλλωση και ανάπτυξη με αποτέλεσμα αλλαγές στους κόκκους. Κατά τη διάρκεια της παραμόρφωσης, η ενέργεια αποθηκεύεται στο υλικό κυρίως με τη μορφή στρεβλώσεων του κρυσταλλικού πλέγματος (dislocations), οι οποίες θεωρούνται ως οι κρυσταλλογραφικές ατέλειες. Κατά τη διαδικασία αποκατάστασης, οι κόκκοι μειώνουν την αποθηκευμένη ενέργεια με την απομάκρυνση ατελειών, όπως στρεβλώσεις εντός της κρυσταλλικής δομής ή με την αναδιάταξη των στρεβλώσεων. Η εσωτερική ενέργεια παραμόρφωσης απομακρύνεται καθώς τα άτομα μετακινούνται από τις περιοχές υψηλότερων τάσεων προς τις περιοχές χαμηλότερων τάσεων. Ενώ η θερμική κατεργασία πρέπει να εκτελείται σε επαρκώς υψηλές θερμοκρασίες που επιτρέπουν την κινητικότητα των ατόμων, πρέπει να εκτελείται για σύντομο χρονικό διάστημα, προκειμένου να αποτραπεί η ανεπιθύμητα ανακρυστάλλωση και η αύξηση των κόκκων, οι οποίες συνδέονται με την απώλεια αντοχής.



**Εικόνα 28.** Το επίπεδο xy και το επίπεδο yz αντιπροσωπεύουν τα επίπεδα που είναι κάθετα και παράλληλα στη διεύθυνση κατασκευής αντίστοιχα.<sup>20</sup>



**Εικόνα 29.** Εικόνες οπτικού μικροσκοπίου (a) xy-plane (b) yz-plane and SEM images in (c) xy-plane (d) yz-plane of as-built SLM CoCrMo.<sup>20</sup>

Αντίθετα, ορισμένες άλλες μελέτες ανέφεραν ότι η ανακρυστάλλωση συμβαίνει στο κράμα SLM Co-Cr μετά από θερμική κατεργασία στους 1150°C για 1 ώρα ή στους 1220°C. Αυτό δείχνει ότι η κατάλληλη θερμοκρασία είναι πιο σημαντική για τη μείωση των παραμενουσών τάσεων από τη διαδικασία ανακρυστάλλωσης από ό,τι ο χρόνος θερμικής κατεργασίας. Επιπλέον, καθώς η αντοχή και η σκληρότητα



μειώνονται με την αύξηση του μεγέθους των κόκκων, απαιτούνται περαιτέρω μελέτες για τον έλεγχο του βαθμού ανακρυστάλλωσης.<sup>7</sup>

Η θερμική επεξεργασία επηρεάζει επίσης το μετασχηματισμό της φάσης FCC σε HCP και τις αλλαγές στη μηχανική ιδιοτήτων των κραμάτων SLM Co-Cr που εξαρτώνται κυρίως από τις αλλαγές στο κλάσμα φάσης HCP. Με μείωση της φάσης HCP μετά από θερμική κατεργασία, η αντοχή και η σκληρότητα μειώνονται, αυξάνοντας έτσι την ολκιμότητα. Επιπλέον, η θερμική κατεργασία επηρεάζει τη συμπεριφορά του ιζήματος και την ομογενοποίηση των μικροδομών. Καθώς τα ιζήματα παρουσιάζουν μια δευτερογενή επίδραση ενίσχυσης της φάσης, η μείωση των κατακρημνισμάτων μετά τη θερμική κατεργασία οδηγεί σε μείωση της αντοχής και της σκληρότητας του κράματος SLM Co-Cr. Επιπλέον, η ομογενοποίηση των μικροδομών και η μείωση των μηχανικά αδύναμων ορίων των δεξαμενών τήξης (MPBs - Molten pool boundaries αντιστοιχούν σε σάρωση με λέιζερ και παρατηρούνται σε κατασκευές με τη τεχνική SLM) μετά τη θερμική κατεργασία, μειώνουν την ανισοτροπία των μηχανικών ιδιοτήτων και αυξάνουν την αντοχή σε κόπωση. Ως εκ τούτου, θα πρέπει να εξετάζεται μια θερμική κατεργασία που μπορεί να ελέγξει κατάλληλα τις απαιτούμενες μηχανικές ιδιότητες.<sup>7,35</sup>

Ερευνητές<sup>95</sup> θέλησαν σε κράματα Co-Cr με τη τεχνική SLM να ελέγξουν τις μηχανικές ιδιότητες σε διαφορετικές θερμοκρασίες (750°C, 950°C και 1150°C) και τα σύγκριναν με κράματα Co-Cr κατασκευασμένα με τη συμβατική τεχνική αλλά και με κράματα κατασκευασμένα με SLM χωρίς θερμική επεξεργασία και οι ομάδες ήταν αντίστοιχα με θερμική επεξεργασία SLM 750 SLM 950, SLM 1150, χωρίς θερμική επεξεργασία As-SLM και με τη συμβατική τεχνική Cast Co-Cr. Επίσης θέλησαν να εκτιμήσουν τις αλλαγές στη μικροδομή και την ανακούφιση των τάσεων στα κράματα Co-Cr με την τεχνική SLM και διαφορετικό προσανατολισμό (0° και 90°). Στις μηχανικές ιδιότητες, τα κράματα με τη συμβατική τεχνική είχαν υποδεέστερες ιδιότητες. Συγκρίθηκαν επίσης τα αποτελέσματα των δοκιμών εφελκυσμού των ομάδων από χυτευμένο Co-Cr και SLM Co-Cr. Η τελική αντοχή σε εφελκυσμό και το όριο διαρροής των ομάδων As-SLM (As-received-χωρίς θερμική κατεργασία) και SLM 750 ήταν μεγαλύτερες από εκείνες της ομάδας του χυτευμένου Co-Cr. Η τελική αντοχή σε εφελκυσμό της ομάδας SLM 750 ήταν μεγαλύτερη από εκείνη της ομάδας As-SLM. Ωστόσο, παρατηρήθηκε ότι όταν η θερμοκρασία θερμικής επεξεργασίας αυξανόταν περαιτέρω, η αντοχή σε εφελκυσμό μειωνόταν. Ως αποτέλεσμα, η ομάδα SLM 1150 είχε την χαμηλότερη αντοχή σε εφελκυσμό. Ωστόσο, δεν υπήρχε

σημαντική διαφορά μεταξύ των ομάδων As-SLM και SLM 950. Η τιμή του ορίου διαρροής αυξήθηκε στην ομάδα SLM 750°C σε σύγκριση με την ομάδα As-SLM και μειώθηκε καθώς αυξανόταν η θερμοκρασία θερμικής κατεργασίας. Υπήρχαν σημαντικές διαφορές στην αντοχή σε διαρροή των ομάδων και οι τιμές μειώθηκαν με τη σειρά SLM 750, (το όριο διαρροής δηλώνει το τέλος του ελαστικού σταδίου (όριο ελαστικότητας) και την εισαγωγή του σώματος στη μη αντιστρεπτή κατάσταση της πλαστικής παραμόρφωσης. Ωστόσο, το όριο ελαστικότητας δεν μπορεί να υπολογιστεί τη στιγμή που γίνεται το πείραμα, ενώ η πλαστική παραμόρφωση μπορεί να υπολογιστεί μετά το τέλος της δοκιμής. Η λύση δίνεται με ένα συμβιβασμό και το συμβατικό όριο διαρροής υπολογίζεται σαν την τάση που προκαλεί στο δοκίμιο η πλαστική παραμόρφωση 0,1%, ή 0,2 & ή 0,5%. Η τιμή 0,2% χρησιμοποιείται από τα Ευρωπαϊκά και Διεθνή πρότυπα δοκιμών ISO ενώ η τιμή 0,1% στα Αμερικάνικα).

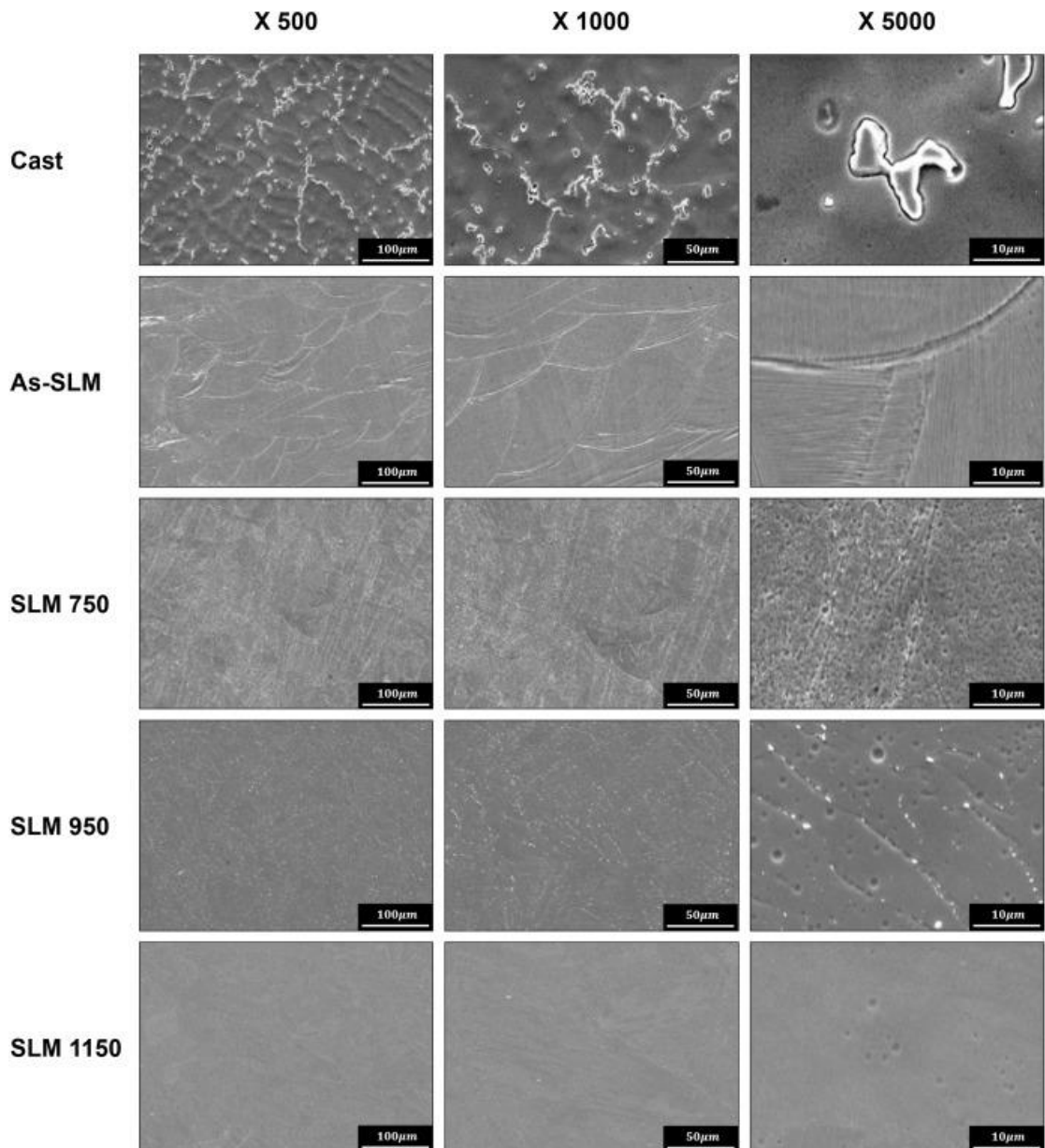
As-SLM, SLM 950 και SLM 1150. Η επιμήκυνση της ομάδας SLM 1150 ήταν υψηλότερη από εκείνη της ομάδας Cast Co-Cr, ενώ εκείνη της ομάδας SLM 750 ήταν χαμηλή – ωστόσο, δεν υπήρχε στατιστικά σημαντική διαφορά. Επιπλέον, οι επιμηκύνσεις των ομάδων SLM 950 και SLM 1150 ήταν θερμοκρασία θερμικής κατεργασίας που είχε τάση αντίθετη από εκείνη της αντοχής σε εφελκυσμό και του ορίου διαρροής. Οι τιμές σκληρότητας Vickers των ομάδων SLM Co-Cr ήταν υψηλότερες από εκείνες της ομάδας Cast Co-Cr. Η τιμή σκληρότητας Vickers της ομάδας SLM 750 ήταν η υψηλότερη, ενώ εκείνες των ομάδων SLM 950 και SLM 1150 ήταν χαμηλότερες από εκείνες της ομάδας as-SLM (Πίνακας 9).

**Πίνακας 9.**<sup>95</sup>

Ομάδα	UTS (MPa)	0.2% YS (MPa)	Elongation (%)	Vickers Hardness
Cast	702 ± 15.8 <sup>a</sup>	490 ± 11.0 <sup>a</sup>	15.6 ± 2.4 <sup>a,b</sup>	313 ± 18 <sup>a</sup>
As-SLM	1024 ± 3.9 <sup>b,c</sup>	849 ± 3.2 <sup>b,c</sup>	19.6 ± 0.7 <sup>a,c</sup>	422 ± 10 <sup>b</sup>
SLM 750	1135 ± 4.3 <sup>b,d</sup>	947 ± 3.6 <sup>b,d</sup>	8.2 ± 0.7 <sup>a</sup>	464 ± 6 <sup>b</sup>
SLM 950	1020 ± 5.5 <sup>a,c,d</sup>	790 ± 4.2 <sup>a,c,d</sup>	23.6 ± 0.7 <sup>b,c,d</sup>	410 ± 6 <sup>b,c</sup>
SLM 1150	1011 ± 2.0 <sup>a,c</sup>	743 ± 1.5 <sup>a,c</sup>	28.5 ± 0.6 <sup>c,d</sup>	406 ± 6 <sup>a,c</sup>

Επιπλέον, παρατηρήθηκε ότι γύρω από την εσοχή είχαν σχηματιστεί ρωγμές. Η διαφορά στις μηχανικές ιδιότητες λόγω αυτών των μεθόδων κατασκευής σχετίζεται με το πορώδες, την ενίσχυση των ορίων των κόκκων και την ενίσχυση του στερεού διαλύματος. Στην ομάδα Co-Cr με την συμβατική τεχνική παρατηρήθηκε υψηλό πορώδες, το οποίο σχετίζεται με τη συρρίκνωση της χύτευσης και τους δενδρίτες που σχηματίζονται κατά τη στερεοποίηση, οι οποίοι

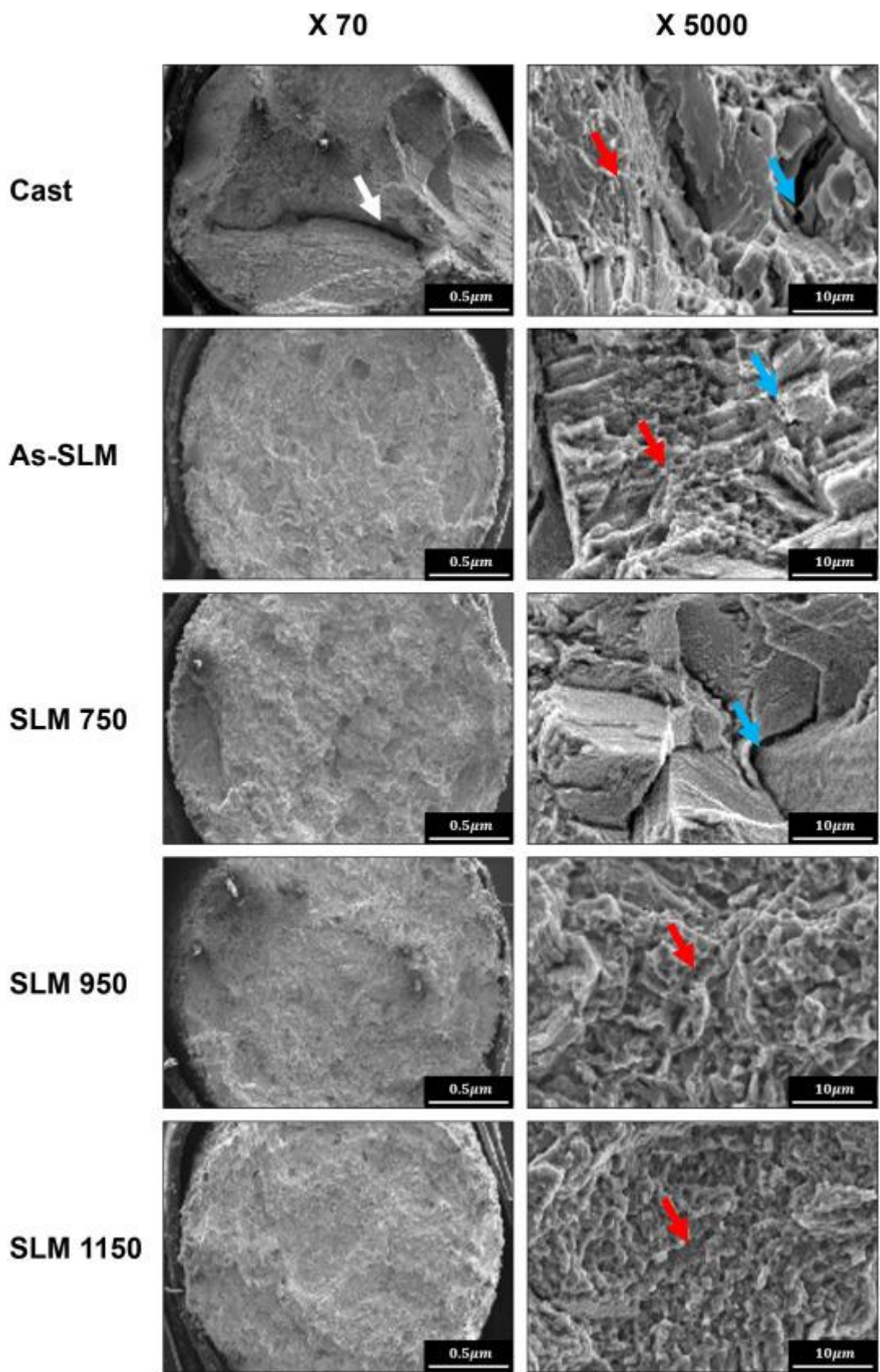
είναι γνωστοί περιορισμοί της μεθόδου χύτευσης. Αντίθετα, δεν βρέθηκε καθόλου πορώδες στις ομάδες SLM. Η πλήρης τήξη και η διαδικασία ταχείας ψύξης στην τοπική περιοχή, χαρακτηριστικό της μεθόδου SLM, ελαχιστοποίησε το πορώδες και βελτίωσε τις μηχανικές ιδιότητες παράγοντας ένα κράμα με σχεδόν τέλεια πυκνότητα. Μετά τη θερμική κατεργασία, η αντοχή και η σκληρότητα διαπιστώθηκε ότι έχουν αντίθετες τάσεις με την επιμήκυνση.



**Εικόνα 30.** Εικόνες ηλεκτρονικού μικροσκοπίου.<sup>95</sup>

Μετά τη θερμική κατεργασία στους 750°C παρατηρήθηκε μεγάλος αριθμός κατακρημνισμάτων που απουσίαζαν στην ομάδα As-SLM και το υπερκορεσμένο στερεό διάλυμα στην ομάδα As-SLM πιθανώς κατακρημνίστηκε μέσω της θερμικής

κατεργασίας. Ως εκ τούτου, η αυξημένη αντοχή και σκληρότητα της ομάδας SLM 750 θεωρείται ότι επηρεάζεται από την επίδραση ενίσχυσης της δευτερογενούς φάσης (HCP) του μεγάλου αριθμού διασκορπισμένων ιζημάτων. Μετά τη θερμική κατεργασία στους 750°C, το μεγαλύτερο μέρος της υπολειπόμενης τάσης τύπου I που μπορεί να προκαλέσει αλλαγή όγκου επιλύθηκε και η αντοχή και η σκληρότητα αυξήθηκαν. Ωστόσο, καθώς η φάση HCP αυξανόταν, η ευθραυστότητα αυξανόταν και η επιμήκυνση μειωνόταν. Η αλλαγή των μηχανικών ιδιοτήτων του κράματος CCM (Co-Cr-Mo) μέσω μιας τέτοιας θερμικής επεξεργασίας θα μπορούσε να αποτελέσει σημαντικό στοιχείο κατά την κατασκευή οδοντικών προσθετικών υλικών. Η αυξημένη ευθραυστότητα και σκληρότητα είναι κατάλληλες για να χρησιμεύσουν ως μεταλλική υποδομή για την εύθραυστη πορσελάνη κατά την κατασκευή μεταλλοκεραμικών προσθέσεων. Ωστόσο, τα αποτελέσματα αυτά μειώνουν την ευελιξία και την επιμήκυνση του αγκίστρου κατά το σχεδιασμό μιας κινητής μερικής οδοντοστοιχίας και μπορεί να την καταστήσει ευάλωτη στη παραμόρφωση και θραύση λόγω τοποθέτησης ή αφαίρεσής της. Αντίθετα, το κλάσμα φάσης της φάσης HCP στις ομάδες SLM 950 και SLM 1150 μειώθηκε -καθώς η φάση FCC αυξήθηκε, η αντοχή και η σκληρότητα μειώθηκαν και η επιμήκυνση αυξήθηκε. Η επιφάνεια θραύσης των ομάδων SLM 950 και SLM 1150 παρουσίασε ατέλειες σε σχήμα υποσκαφής, μια μορφή όλκιμης θραύσης, η οποία συνάδει με την αυξημένη επιμήκυνση<sup>95</sup>.



Εικόνα 31. Εικόνες θραυστογραφίας μετά τη δοκιμασία του εφελκυσμού.<sup>95</sup>

Το όλκιμο κράμα CoCrMo μετά από θερμική κατεργασία 1150°C είναι κατάλληλο για την κατασκευή αγκίστρων κινητών μερικών οδοντοστοιχιών, ωστόσο δεν επαρκεί για την κατασκευή μεταλλικού σκελετού που απαιτεί ακαμψία. Εάν οι μηχανικές ιδιότητες του κράματος CoCrMo μπορούν να αξιοποιηθούν επιλεκτικά μέσω θερμικής κατεργασίας ανάλογα με τις ανάγκες, μπορεί να εφαρμοστεί με επιτυχία στην κατασκευή οδοντικών προσθέσεων. Η επιλογή των μηχανικών ιδιοτήτων του κράματος CoCrMo με τη χρήση θερμικής επεξεργασίας απαιτεί περαιτέρω έρευνα, διότι απαιτεί την εξέταση όχι μόνο των μηχανικών ιδιοτήτων, αλλά και των διαδικασιών παραμόρφωσης και υψηλών θερμοκρασιών για την κατασκευή οδοντιατρικών προσθέσεων.

Σε μελέτη οι Lee et al.<sup>96</sup>, εξέτασαν σε σκελετούς μερικών οδοντοστοιχιών με την τεχνική SLM, με και χωρίς την επίδραση της θερμικής επεξεργασίας και με μεταλλικούς σκελετούς κατασκευασμένους με την συμβατική τεχνική. Σκοπός της μελέτης ήταν η αξιολόγηση των κατασκευαζόμενων με SLM κραμάτων Co-Cr ακολουθούμενων από θερμική επεξεργασία (1150°C) για την κατασκευή σκελετών μερικών οδοντοστοιχιών με τον προσδιορισμό της μικροδομής και των μηχανικών ιδιοτήτων. Εξέτασαν τις ομάδες στο όριο διαρροής, στην αντοχή του εφελκυσμού και στο ποσοστό επιμήκυνσης (Πίνακας 10).

**Πίνακας 10.** Μηχανικές ιδιότητες.<sup>96</sup>

Ομάδα	0.2YS (MPa)	UTS MPa	E (%)
CA	834.24 (55.24)	1025.03 (62.74)	1.43 (0.35)
SLM	1261.61 (21.98)	1537.74 (62.69)	5.49 (0.25)
SLM-H	1048.15 (29.75)	1465. 60.14)	9.95 (0.35)

Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι δεν υπήρχαν στατιστικά σημαντικές διαφορές ανάμεσα στις κατασκευές με SLM (με και χωρίς θερμική επεξεργασία), υπήρξαν διαφορές όμως με τη συμβατική τεχνική και την τεχνική SLM. Σύμφωνα με τους ερευνητές τα κράματα Co-Cr εμφανίζουν δυο φάσεις (FCC και HCP). Η θερμική επεξεργασία κάτω από τους 900°C συμβάλλει στη μετατροπή της FCC σε HCP, αλλά αυτό δεν συμβαίνει πάνω από τους 1100°C σύμφωνα με τα διαγράμματα φάσεων των κραμάτων Co-Cr.

Πολλές έρευνες ωστόσο, δεν έχουν συγκρίνει τις μηχανικές ιδιότητες των κραμάτων Co-Cr με την τεχνική SLM μετά από θερμική επεξεργασία, αλλά

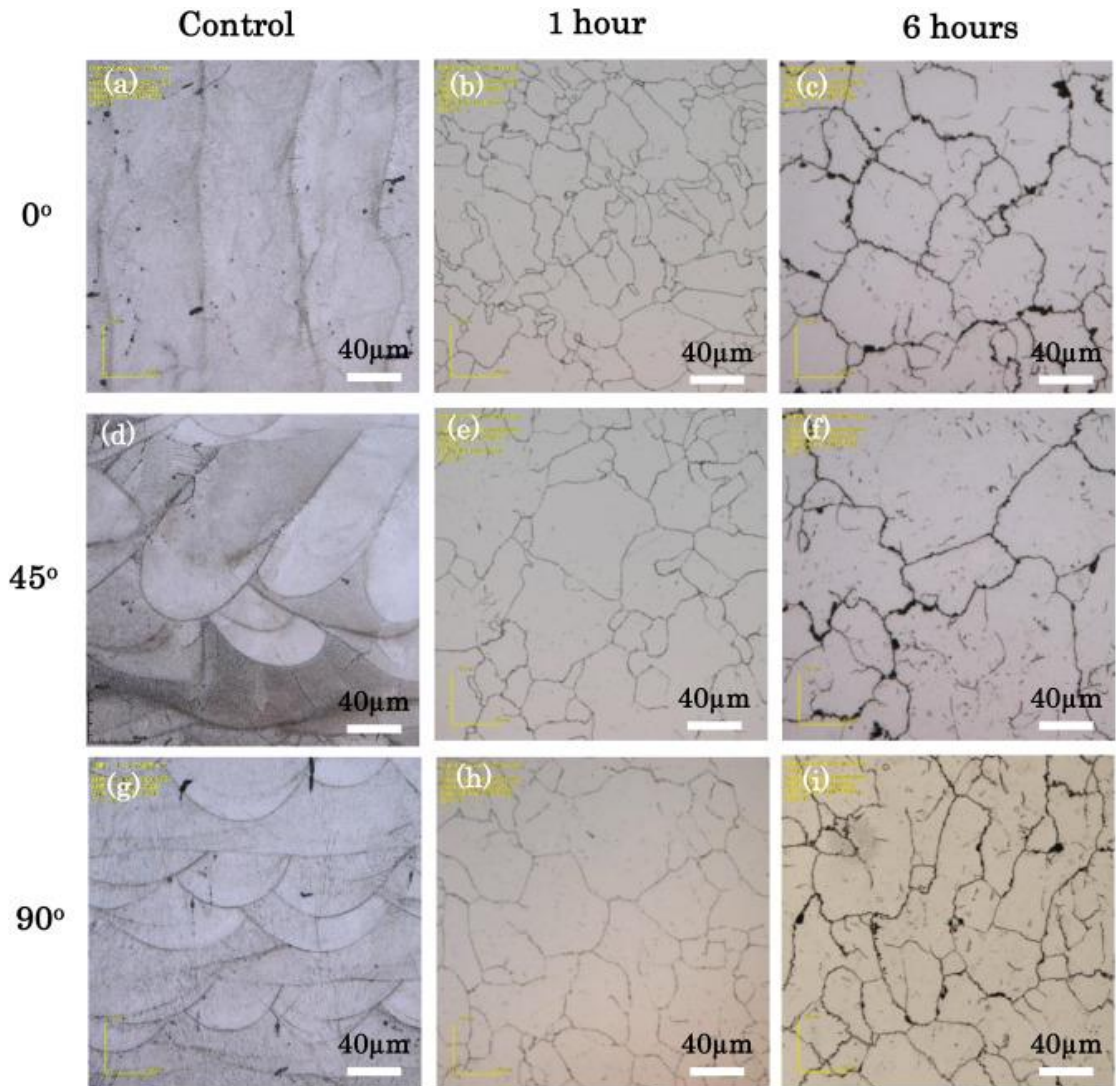
υπάρχουν συγκρίσεις μεταξύ της ίδιας τεχνικής SLM, με και χωρίς θερμική επεξεργασία, για τα κράματα Co-Cr<sup>85,89,139</sup>.

**Πίνακας 11.** Μηχανικές Ιδιότητες

Ομάδα	UTS (MPa)	0.2% YS (MPa)	E (%)	Vickers Hardness
As Built (as received) <sup>89</sup>	1173 (25)	839 (32)	12.3 (2.8)	477 (9)
SLM 750°C	1097 (11)	953 (16)	3 (0.5)	498 (2)
SLM 900°C	1071 (14)	793 (25)	5.8 (0.9)	495 (10)
SLM 1050°C	1075 (11)	738 (4.0)	11.4 (0.7)	428 (9)
SLM 1150°C	1007 (32)	614 (11)	16.3 (1.4)	365 (11)
As Built <sup>139</sup>	1158.22 (21.0)	850.0 (23.0)	9.80 (0.10)	-
1100°C WC (απόψυξη σε νερό)	1026 (3.0)	651.0 (7.0)	15.0 (0.34)	-
1150°C WC	1035.5 (2.5)	654.5 (10.7)	17.5 (1.25)	-
1200°C WC	113.6 (9.2)	639.5 (7.6)	20.1 (0.5)	-
1150°C FC (απόψυξη σε κλίβανο) SLM	825.18 (7.5)	593.2 (11.7)	4.80 (0.90)	-
As built 1200°C <sup>85</sup>	-	-	-	388.22
SLM 1200°C+5min	-	-	-	359.76
SLM 1200°C+15min	-	-	-	444.46
SLM 1200°C+30min	-	-	-	380.92
SLM 1200°C+60min	-	-	-	332.96

Σε μελέτη των Kittikundecha et al.<sup>97</sup> διερευνήθηκε η επίδραση της μεταθερμικής κατεργασίας στις μικροδομές και τις αντοχές σε κόπωση των αγκίστρων Co-Cr-Mo (CCM) που παρασκευάστηκαν με επιλεκτική τήξη με λέιζερ (SLM). Δοκίμια αγκίστρων και δοκίμια σε σχήμα ράβδου κατασκευάστηκαν με SLM χρησιμοποιώντας σκόνης CCM με διαφορετικές γωνίες (0°, 45° και 90°). Χρησιμοποιήθηκαν δύο συνθήκες θερμικής επεξεργασίας: σε ατμόσφαιρα αργού, ακολουθούμενη από ψύξη σε κλίβανο. Στη συνέχεια, διερευνήθηκαν η αντοχή σε κόπωση και η μικροδομή. Τα αποτελέσματα (πίνακας 12) έδειξαν ότι για την ομάδα ελέγχου, η μέση διάρκεια ζωής σε κόπωση ήταν διαφορετική όταν άλλαζαν οι γωνίες δόμησης, όπως εκδηλώθηκε από τα δοκίμια ελέγχου 90, τα οποία παρουσίασαν την υψηλότερη διάρκεια ζωής σε κόπωση, ακολουθούμενα από τα δοκίμια ελέγχου-45 και στη συνέχεια από τα δοκίμια ελέγχου-0. Τα δοκίμια που υποβλήθηκαν σε θερμική κατεργασία μίας ώρας παρουσίασαν υψηλότερη αντοχή σε κόπωση σε όλους τους άξονες από τα δοκίμια ελέγχου 0° και 45° και χαμηλότερη αντοχή σε

κόπωση από τα δοκίμια ελέγχου 90°. Όσον αφορά την μικροδομή, μετά τη θερμική κατεργασία, τα δείγματα παρουσίασαν ομοιογενή ισομεγέθη κόκκο και τυχαιοποιημένη υφή σε όλες τις γωνίες.



**Εικόνα 32.** Εικόνες από Confocal Laser scanning microscopy.<sup>97</sup>

Επομένως, η χρήση μεταθερμικής επεξεργασίας μπορεί να μειώσει την επίδραση της ανισοτροπίας στη μικροδομή και στην αντοχή σε κόπωση λόγω της ομογενοποιημένης μικροδομής.



**Πίνακας 12.** Μηχανικές ιδιότητες.<sup>97</sup> (\* οι αριθμοί μέσα στα κελιά υποδηλώνουν κύκλους φόρτισης και αυτοί μέσα σε παρένθεση την σταθερά απόκλιση)

Angulation		Control	Θερμική επεξεργασία	
			1 ώρα	6 ώρες
Κύκλοι φόρτισης έως την αστοχία (loading cycles to failure)	0°	36,794 (11.736)*	100,224 (19,888)	53,232 (9237)
	45°	61,881 (16,540)	91,893 (13,323)	76,238 (19,925)
	9°	188,500 (67,042)	86,497 (18,691)	81,179 (16,309)
Αρχικό φορτίο (N)	0°	14.94 (1.04)	16.98 (0.25)	17.63 (0.3)
	45°	18.20 (1.01)	19.51 (0.74)	18.85 (0.36)
	90°	16.22 (0.78)	19.01 (1.13)	17.25 (0.24)

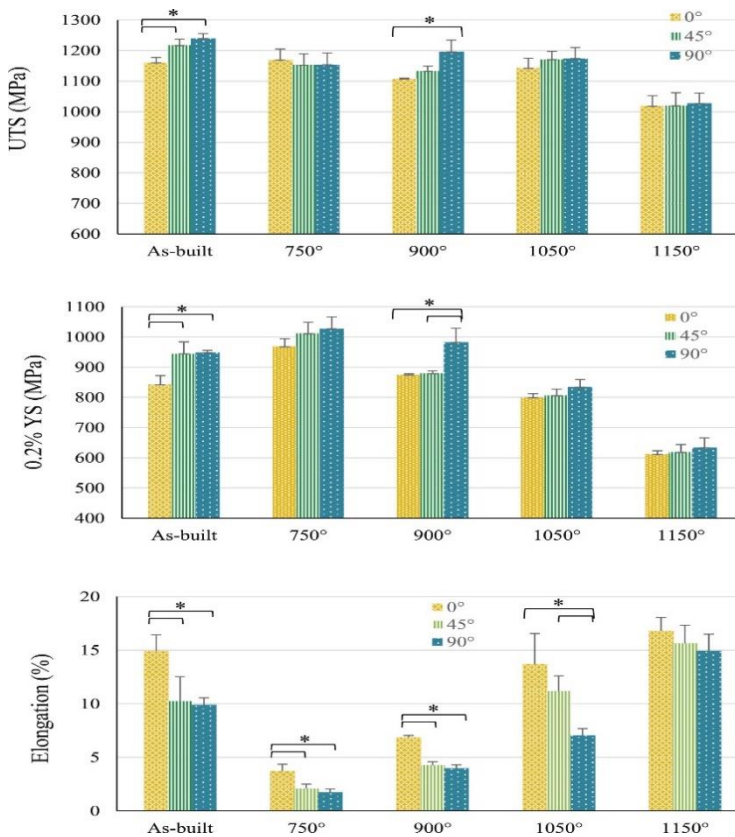
Τις μηχανικές ιδιότητες δύο διαφορετικών κραμάτων Co-Cr με την τεχνική SLM, με και χωρίς θερμική επεξεργασία και διαφορετικό προσανατολισμό αξιολόγησαν και οι Hitzler et al.<sup>98</sup> Εξέτασαν τη μικροδομή των τριμερών κραμάτων κοβαλτίου-χρωμίου-μολυβδαινίου (Co-Cr-Mo) και κοβαλτίου-χρωμίου-βολφραμίου (Co-Cr-W) που κατασκευάστηκαν με συστήματα άμεσης εκτύπωσης μετάλλων και Laser CUSING SLM, αντίστοιχα, σε κλίσεις ( $\Phi$ ) 0°, 30°, 60° και 90° σε συνθήκες όπως κατασκευάστηκαν (AB-As Building) και θερμικής κατεργασίας (HT-Heat Treatment). Η μελέτη εξετάζει τις ιδιότητες εφελκυσμού (μέτρο ελαστικότητας Young, επιμήκυνση  $\epsilon$ , όριο διαρροής, επιμήκυνση κατά την αστοχία,  $A_t$ , και τελική αντοχή σε εφελκυσμό,  $R_m$ ), τη σχετική πυκνότητα (RD) και τη μικροσκληρότητα (HV5) και τη μακροσκληρότητα (HV20) ως σχετικές φυσικομηχανικές ιδιότητες των κραμάτων (Πίνακας 13). Τα δεδομένα που ελήφθησαν υποδεικνύουν βελτιωμένες ιδιότητες εφελκυσμού και τιμές HV μετά από έναν σύντομο και οικονομικά αποδοτικό κύκλο θερμικής κατεργασίας των κραμάτων Co-Cr-Mo. Ωστόσο, η διαδικασία δεν ομογενοποίησε τη μικροδομή του κράματος. Η θερμική κατεργασία ανόπτησης του Co-Cr-W οδήγησε σε σημαντικά ισοτροπικά χαρακτηριστικά με αυξημένα  $E$  και  $A_t$  (εκτός από  $\Phi = 90^\circ$ ) σε αντίθεση με μειωμένες τιμές  $RP0.2$ ,  $R_m$  και HV, σε σύγκριση με τη μορφή AB (χωρίς θερμική κατεργασία). Παρομοίως, οι δομές που διαπλέκονται στην AB (χωρίς θερμική κατεργασία) Co-Cr-W απομακρύνθηκαν κατά τη θερμική κατεργασία, γεγονός που οδήγησε σε πλήρη ανακρυστάλλωση της μικροδομής. Και τα δύο κράματα παρουσίασαν μικροδομές χωρίς ελαττώματα με RD (σχετική πυκνότητα) που υπερέβη το 99,5%.

**Πίνακας 13.** Μηχανικές Ιδιότητες<sup>98</sup>

Alloy, condition, and inclination (Φ)	Young's modulus E (GPa)		Yield strength R <sub>P0.2</sub> (MPa)		Elongation at failure A <sub>t</sub> (%)		Ultimate tensile strength R <sub>m</sub> (MPa)	
	Μέση τιμή	Σταθερή απόκλιση	Μέση τιμή	Σταθερή απόκλιση	Μέση τιμή	Σταθερή απόκλιση	Μέση τιμή	Σταθερή απόκλιση
Co-Cr-Mo 0°_AB	98.38	17.01	702	15.4	5.7	1.04	923	32.4
Co-Cr-Mo 0°_HT	156.48	19.50	819	29.1	13.3	2.32	1097	21.6
Co-Cr-Mo 30°_AB	105.32	19.39	783	23.7	6.7	1.94	1102	45.2
Co-Cr-Mo 30°_HT	149.73	6.29	1002	41.1	8.3	0.81	1262	14.1
Co-Cr-Mo 60°_AB	112.11	58.51	696	34.3	7.5	2.10	1012	24.0
Co-Cr-Mo 60°_HT	105.67	13.18	808	37.8	9.4	1.32	1054	20.9
Co-Cr-Mo 90°_AB	100.21	6.95	674	9.0	14.8	1.62	1033	12.4
Co-Cr-Mo 90°_HT	164.54	15.10	757	7.2	16.7	1.51	1052	6.3
Co-Cr-W 0°_AB	183.44	15.58	917	9.9	11.1	1.14	1263	8.6
Co-Cr-W 0°_HT	216.32	21.99	655	26.6	15.0	1.54	1111	8.9
Co-Cr-W 30°_AB	147.50	20.57	965	5.9	10.4	1.31	1272	10.3
Co-Cr-W 30°_HT	186.96	7.90	651	4.9	15.5	1.04	1127	12.3
Co-Cr-W 60°_AB	167.17	26.23	845	11.1	17.1	1.35	1247	6.1
Co-Cr-W 60°_HT	214.51	29.25	669	20.0	18.0	2.90	1162	13.4
Co-Cr-W 90°_AB	138.55	6.93	755	8.7	24.3	0.70	1188	6.3
Co-Cr-W 90°_HT	202.35	22.08	658	7.1	16.9	1.51	1108	10.9

Σκοπός της μελέτης του Takaichi<sup>99</sup> ήταν να αξιολογηθεί η επίδραση της θερμικής κατεργασίας στην ανισοτροπία της μικροδομής και της μηχανικών

ιδιοτήτων των κραμάτων κοβαλτίου-χρωμίου-μολυβδαινίου (Co-Cr-Mo) που κατασκευάζονται με επιλεκτική τήξη με λέιζερ (SLM). Κατασκευάστηκαν δοκίμια με τους άξονες να αποκλίνουν από τη διεύθυνση κατασκευής κατά 0°, 45° ή 90° και υποβλήθηκαν σε θερμική επεξεργασία σε διάφορες θερμοκρασίες (750, 900, 1050, ή 1150°C) για 6 h. Στα δοκίμια που υποβλήθηκαν σε θερμική επεξεργασία στους 750, 900 και 1050°C, οι μικροδομές παρουσίασαν κιονοειδείς κόκκους με υφή ινών κατά μήκος της διεύθυνσης κατασκευής, όπως και στην ομάδα χωρίς επεξεργασία. Οι μηχανικές ιδιότητες παρουσίασαν ανισοτροπία- τα όρια διαρροής (YS) των δοκιμίων 0° ήταν χαμηλότερα από εκείνα των 90°, και οι επιμηκύνσεις των δοκιμίων 0° ήταν σημαντικά υψηλότερες από εκείνες των 45° και 90° (Εικόνα 33). Αντίθετα, στα δείγματα που θερμάνθηκαν στους 1150°C για 6 ώρες, οι ανισότροποι κιονοειδείς κόκκοι εξαφανίστηκαν εντελώς και σε όλα τα δείγματα βρέθηκαν ισόπλευροι κόκκοι με τυχαίο προσανατολισμό, γεγονός που υποδεικνύει ότι είχε συμβεί ανακρυστάλλωση. Επιπλέον, οι ειδικές μικροδομές και η υφή που δημιουργήθηκαν κατά τη διάρκεια της SLM εξαφανίστηκαν. Όσον αφορά τις ιδιότητες εφελκυσμού, η αρχικά ισχυρή ανισοτροπία που παρουσίαζαν τα δοκίμια της SLM μειώθηκε σημαντικά. Έτσι, η θερμική κατεργασία στη θερμοκρασία ανακρυστάλλωσης παρήγαγε ομοιόμορφους ισοϋψείς κόκκους με τυχαία υφή,

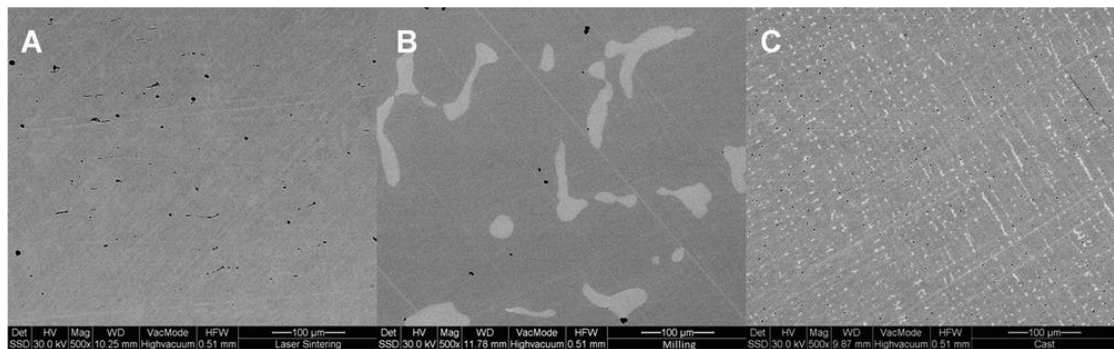


γεγονός που συνέβαλε στη μείωση της μηχανικής ανισοτροπίας των κραμάτων Co-Cr-Mo SLM.

**Εικόνα 33.** Τα διαγράμματα των μηχανικών ιδιοτήτων των θραυσμένων δοκιμίων κάτω από διαφορετικές θερμικές επεξεργασίες.<sup>99</sup>

### 6.3 Μεταλλογραφική δομή και πορώδες στην τεχνολογία SLM

Η διαδικασία SLM χαρακτηρίζεται από ταχεία θέρμανση και ψύξη του υλικού. Κατά τη διάρκεια αυτής της διαδικασίας, μια δέσμη λέιζερ υψηλής ενέργειας χρησιμοποιείται για την ακτινοβολήση της σκόνης του κράματος, η οποία απορροφά την ενέργεια μέσω μαζικής σύζευξης (bulk coupling) ή σύζευξη σκόνης (powder coupling). Κατά συνέπεια, δημιουργούνται υψηλές θερμοκρασίες και υψηλοί ρυθμοί ψύξης εντός του λιωμένου τήγματος. Σε ένα διφασικό σύστημα Co-Cr, η φάση FCC έχει χαμηλή ενέργεια G, ενώ η φάση HCP είναι θερμοδυναμικά σταθερή σε θερμοκρασία δωματίου. Ωστόσο, στα κράματα Co-Cr SLM, το μεγαλύτερο μέρος της φάσης FCC διατηρείται σε θερμοκρασία δωματίου λόγω της διαδικασίας ταχείας ψύξης.



**Εικόνα 34.** Εικόνα ηλεκτρονικού μικροσκοπίου (A) SLM, (B) Milling, (C) Casting.<sup>33</sup>

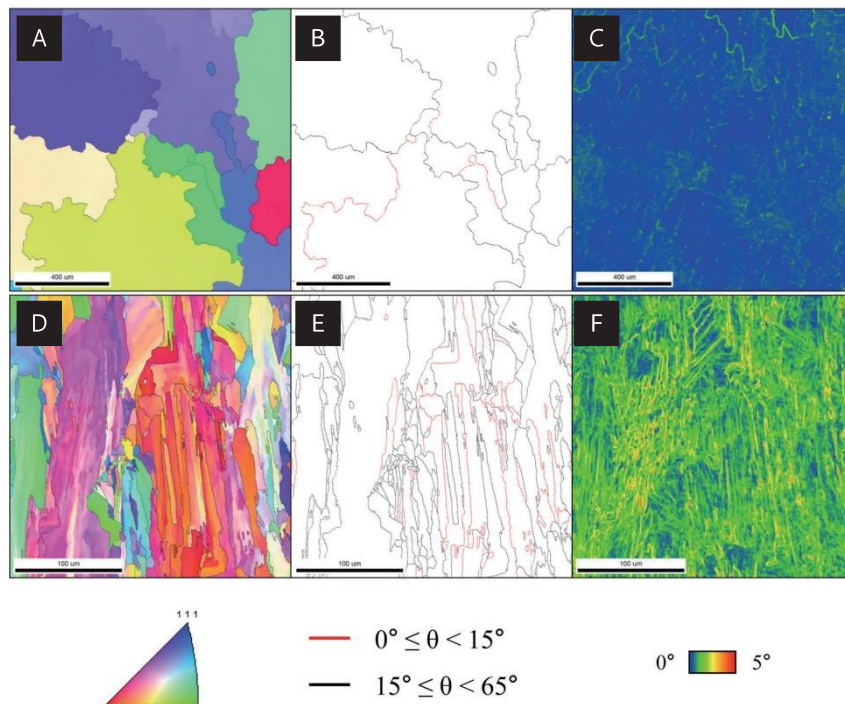
Κατά συνέπεια, το όριο στερεού διαλύματος των κραματικών στοιχείων αυξάνεται, μειώνοντας έτσι τον κατακρημνιστικό και δενδριτικό διαχωρισμό, διατηρώντας παράλληλα τον υπερκορεσμό. Αυτό οδηγεί στο στερεό αποτέλεσμα ενίσχυσης του διαλύματος και αποτέλεσμα ενίσχυσης της δεύτερης φάσης.<sup>7,33</sup>

Κατά τη διάρκεια της διαδικασίας SLM, μοναδικές μικροδομές παρόμοιες με "λέπια ψαριού" εμφανίζονται με βάση τη δεξαμενή του τήγματος και τις στοιβάδες στρωμάτων κάθε διαδρομής λέιζερ. Υπό υψηλή μεγέθυνση, οι λεπτές μικροδομές παρατηρούνται ως "λέπια", και πολυάριθμοι κιονοειδείς κόκκοι που αναπτύσσονται κάθετα στα όρια της λίμνης. Επιπλέον, παρατηρούνται μεγάλοι αλληλοεμπλεκόμενοι επιμήκεις κόκκοι με διαφορετικές κατευθύνσεις στις δενδριτικές δομές, η "γραμμή συγκόλλησης" και η τρισδιάστατη υφή αυτών των κόκκων, η οποία είναι παρόμοια με εκείνες των κοινών υφασμάτων και μειώνει την αντοχή του κράματος. Η ανάπτυξη στήλης-κυττάρου (columnar-cellular) των

κόκκων συνδέεται με την κατεύθυνση της ροής της θερμότητας. Οι λεπτές κυψελοειδείς δενδριτικές δομές λειτουργούν ως εμπόδια στις κινήσεις των μετατοπίσεων και μπορούν να αυξήσουν την αντοχή σε εφελκυσμό των κραμάτων Co-Cr SLM.<sup>7,33</sup> Οι μικροδομές των κραμάτων SLM επηρεάζονται από τις παραμέτρους της διεργασίας SLM, όπως η ισχύς του λέιζερ, η ταχύτητα σάρωσης, η απόσταση των διαδρομών της δέσμης (hatch spacing), το μέγεθος της δέσμης λέιζερ και το πάχος του στρώματος, οι οποίες σχετίζονται με την ενέργεια τήξης και το βάθος διείσδυσης της ενέργειας στις σκόνες του κράματος, οι οποίες κατά συνέπεια επηρεάζουν την πυκνότητα του λιωμένου κράματος.<sup>33</sup>

Η περίθλαση οπισθοσκέδασης ηλεκτρονίων (EBSD) μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την ανάλυση των μικροδομών των κραμάτων, συμπεριλαμβανομένου του μεγέθους και της κατανομής των κόκκων, των ορίων των κόκκων (GB – Grain Boundaries) και της παραμόρφωσης με αποπροσανατολισμό (misorientation).<sup>33</sup>

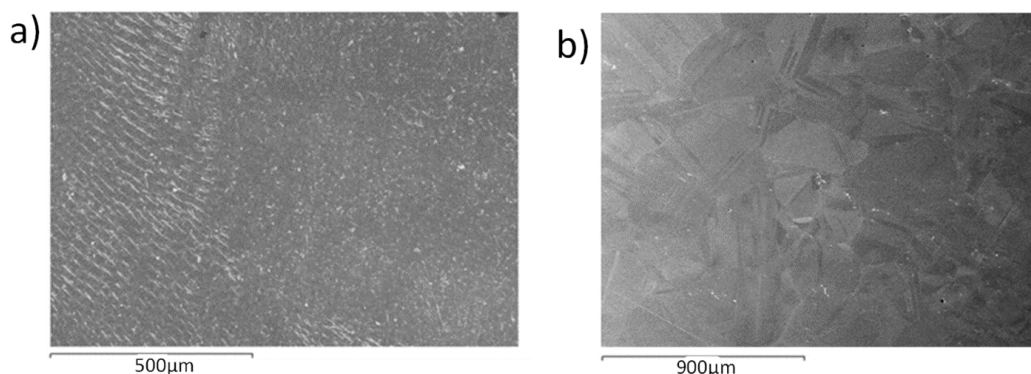
Στην εικόνα 34 παρουσιάζονται τα δεδομένα EBSD των χυτών κραμάτων Co-Cr και SLM Co-Cr. Όπως φαίνεται στην εικόνα, τα χυτά κράματα Co-Cr παρουσιάζουν ισόπλευρους χονδρόκοκκους κόκκους (1A, B). Οι χρωματικές διαφορές των κόκκων στην εικόνα υποδηλώνουν διαφορά στον κρυσταλλικό προσανατολισμό.<sup>33</sup>



**Εικόνα 35.** Εικόνα EBSD του χυτού Co-Cr και του SLM κράματα Co-Cr. (A) Αντίστροφη εικόνα πόλου (IPF) χάρτης, (B) χάρτης ορίων κόκκων (GB), και (C) Χάρτης μέσου αποπροσανατολισμού πυρήνα (KAM) του χυτού κράματος Co-Cr, (D) χάρτης GB, (E) χάρτης GB, (F) Χάρτης KAM τ

Τα κράματα Co-Cr με τη μέθοδο κοπής των δοκιμίων παρουσίασαν μια εξαιρετικά ομοιογενή μικροδομή που χαρακτηρίζεται από την παρουσία ομοιόμορφων ισαξονικών κόκκων με μεγάλες ποσότητες διδύμων (quantities of twins) στο εσωτερικό τους. Αυτή η ισαξονική μικροδομή αποκάλυψε ότι το υλικό έχει υποβληθεί σε προηγούμενη θερμική επεξεργασία ανόπτησης, η οποία πραγματοποιήθηκε προκειμένου να αφαιρεθεί η εσωτερική τάση που δημιουργήθηκε κατά την παραγωγή του υλικού. Επιπλέον, η παρουσία διδύμων στο εσωτερικό των κρυσταλλικών κόκκων ενδέχεται να σχετίζεται με τις παραμένουσες τάσεις που δημιουργήθηκαν κατά τη διαδικασία κοπής. Το υλικό όπως παραλήφθηκε υποβλήθηκε σε ψυχρή κατεργασία και, κατά συνέπεια, το υλικό δεν παρουσιάζει πορώδες, κενά ή ρωγμές που θα μπορούσαν να μειώσουν τις μηχανικές ιδιότητες. Λαμβάνοντας υπόψη τα αποτελέσματα, η μικροδομή των κραμάτων με τη μέθοδο της κοπής εξαρτάται κυρίως από την αρχική μικροδομή του προκατασκευασμένου μπλοκ.<sup>100</sup> Στην εικόνα 36 φαίνεται ένα δείγμα που λαμβάνεται με τη διαδικασία κοπής, παρατηρούνται τα σημάδια κατεργασίας στην επιφάνεια

χωρίς πορώδες. Μικροδομή και επιφανειακές ατέλειες δειγμάτων: (α) σημάδια κατεργασίας και (β) ισαξονικοί κόκκοι με δίδυμα (twins) στο εσωτερικό τους.



**Εικόνα 36.** Μικροδομή και επιφανειακές ατέλειες των δειγμάτων κοπής με CAD/CAM: α) σημάδια κατεργασίας και β) ισαξονικοί κόκκοι με δίδυμα στο εσωτερικό τους.<sup>100</sup>

Στην εργασία των Stamenkovic<sup>83</sup> η μικροδομή των χυτών δοκιμίων ήταν η τυπική δενδριτική μικροδομή, ενώ των υπολοίπων (3D-printed, SLM και SLS) ήταν η τυπική των δοκιμίων που είναι κατασκευασμένα με τις προσθετικές τεχνικές όπως φαίνεται και στην εικόνα 36. Όσον αφορά τη χρήση των κραμάτων Τιτανίου για τη κατασκευή σκελετών μ.ο. με τη μέθοδο SLM, έχει γίνει σημαντική έρευνα σχετικά με τις ιδιότητες αυτών των κατασκευών. Ειδικότερα ο Xie et al.<sup>101</sup> κατασκεύασαν 48 άγκιστρα από κράματα Ti-6Al-4V με την τεχνική SLM με 3 διαφορετικούς προσανατολισμούς κατασκευής (SLM0, SLM45 και SLM90) και μια ομάδα χύτευσης (CAST) ως ομάδα ελέγχου. Η μικροδομή μελετήθηκε με τη χρήση μεταλλογραφικού μικροσκοπίου και μικροσκοπίου σάρωσης λέιζερ. Μετρήθηκαν η εφαρμογή και η τραχύτητα της επιφάνειας των άγκιστρων και αξιολογήθηκαν οι μικροδομές τους. Οι τάσεις von Mises στα άγκιστρα υπολογίστηκαν με ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων. Στη συνέχεια, όλα τα δείγματα υποβλήθηκαν σε δοκιμές εισαγωγής και αφαίρεσης σε τεχνητό σάλιο για τη μοντελοποίηση 5 ετών κλινικής χρήσης. Η μικροδομή των δοκιμίων Ti-6Al-4V ήταν ένα μείγμα φάσεων α+β. Επιπλέον, οι κατευθύνσεις ανάπτυξης των κόκκων β ήταν περίπου παράλληλες με τον προσανατολισμό δόμησης, με ακανόνιστους κόκκους α που υπήρχαν μεταξύ των κόκκων β. Τα SLM0 και SLM45 είχαν σημαντικά υψηλότερη τραχύτητα από το SLM90. Παρόλο που η εφαρμογή ήταν κατώτερη από εκείνη του SLM90, τα SLM0 και SLM45 εξακολουθούσαν να έχουν καλύτερες επιδόσεις από τα χυτά δοκίμια. Η ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων έδειξε ότι η μέγιστη τάση von Mises εντοπίστηκε στο μεσαίο τμήμα των βραχιόνων συγκράτησης και ότι οι τιμές των άγκιστρων 0,50

mm ήταν πολύ χαμηλότερες από το όριο ελαστικότητας. Επιπλέον, η μείωση της δύναμης συγκράτησης στα άγκιστρα SLM90 ήταν μικρότερη από εκείνη της ομάδας CAST. Τα χυτά άγκιστρα παρουσίασαν ψαθυρή θραύση, ενώ τα άγκιστρα SLM παρουσίασαν όλκιμη θραύση.

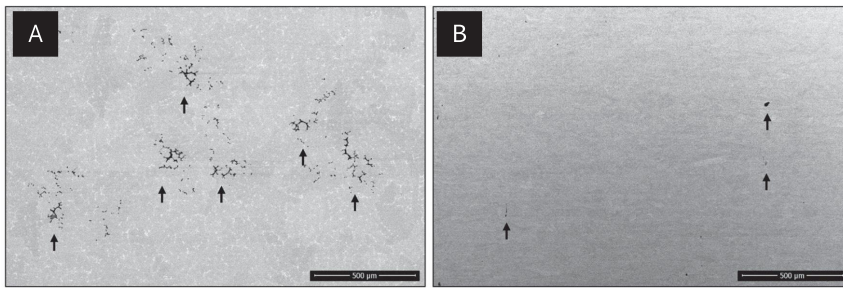
Η μικροδομή των κραμάτων σχετίζεται και με το πορώδες. Το πορώδες είναι ανεπιθύμητο, καθώς εξασθενεί τις μηχανικές ιδιότητες και αυξάνει την ευαισθησία στη διάβρωση, όπως η διάβρωση με χαραγή και η διάβρωση οπών. Οι τεχνικές SLM και κοπής παρέχουν δομές με περιορισμένο εσωτερικό πορώδες, σε αντίθεση με τα χυτά οδοντιατρικά κράματα Co-Cr, και οι διαφορές αυτές αποδίδονται στα χαρακτηριστικά και τους περιορισμούς της τεχνικής κατασκευής. Θεωρητικά, η τεχνική SLM παρέχει δομές με ονομαστική πυκνότητα έως και 100% της ονομαστικής πυκνότητας του πυροσυσσωματωμένου κράματος, αλλά αυτό εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό (όπως και η μικροδομή) από την κατάλληλη ρύθμιση των συνθηκών λειτουργίας, συμπεριλαμβανομένης της ισχύος του λέιζερ, της σάρωσης απόσταση, το ρυθμό σάρωσης και πάχος σάρωσης. Αυτό μπορεί να εξηγήσει τα αντιφατικά ευρήματα για την παρουσία ελαφρού πορώδους και δομών χωρίς πόρους.<sup>33</sup>

Το πορώδες των χυτών κατασκευών σχετίζεται με τη συρρίκνωση κατά τη διάρκεια της χύτευσης και τη χονδροειδή δένδριτική δομή των κραμάτων Co-Cr κατά τη στερεοποίηση. Από την άλλη πλευρά, το πορώδες με την τεχνική της κοπής εξαρτάται από την αρχική ποιότητα του μεταλλικού μπλοκ. Μια θεμελιώδης διαφορά είναι ότι η ανάπτυξη του πορώδους στη SLM και την τεχνική χύτευσης εξαρτάται από τις λειτουργικές παραμέτρους της τεχνικής και τους περιορισμούς του υλικού, ενώ η τεχνική κοπής, όπως και στη μικροδομή, εξαρτάται αποκλειστικά από την αρχική ποιότητα του ακατέργαστου μπλοκ Co-Cr.<sup>33</sup>

Ένας σημαντικός περιορισμός των χυτών κραμάτων Co-Cr είναι τα εγγενή πορώδη τους, τα οποία σχηματίζονται λόγω της στερεοποίησης και της συρρίκνωσης κατά τη διαδικασία χύτευσης. Τα χυτά κράματα Co-Cr σχηματίζουν τυπικές δένδριτικές δομές λόγω του χαμηλού ρυθμού ψύξης και στερεοποίησης και την αρνητική κλίση θερμοκρασίας (negative temperature gradient). Κατά τη διάρκεια του σχηματισμού αυτών των δένδριτικών δομών, οι μεσοδένδριτικές περιοχές διαχωρίζονται από το τήγμα, έτσι ώστε η προκύπτουσα συρρίκνωση στο στερεοποιημένο κράμα δεν προέρχεται από το τήγμα, οδηγώντας έτσι στο



σχηματισμό μεσοδενδριτικών μικροπόρων. Τα μαύρα βέλη υποδεικνύουν μικροπόρους (εικόνα 37).<sup>95</sup>



**Εικόνα 37.** Εικόνα ηλεκτρονικού μικροσκοπίου σάρωσης (A) Χυτό Co-Cr, (B) SLM Co-Cr.<sup>95</sup>

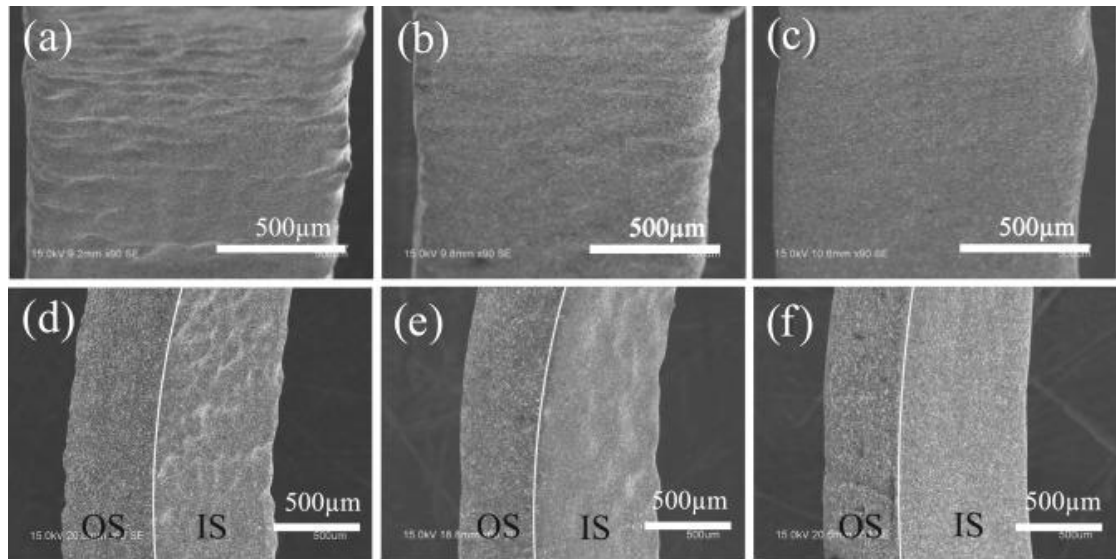
Γενικά, τα πορώδη τμήματα ενός μεταλλικού σκελετού υφίστανται δραστικές αλλαγές στο πάχος της διατομής. Οι αλλαγές αυτές επηρεάζουν την αντοχή στον εφελκυσμό και την ολκιμότητα του κράματος, οδηγώντας έτσι σε θραύσεις των σκελετών κινητών μερικών οδοντοστοιχιών, όπως τα άγκιστρα. Η δημιουργία εσωτερικών πόρων στην επιφάνεια του κράματος μετά την προσαρμογή των προσθέσεων μπορεί να επηρεάσει αρνητικά την μηχανική αντοχή των προσθέσεων ή να μειώσει την αντοχή της συγκόλλησης στη θέση συγκόλλησης μετάλλου-κεραμικού λόγω του σχηματισμού πόρων στη θέση συγκόλλησης μετάλλου-κεραμικού. Επιπλέον, ο σχηματισμός μιας δεύτερης φάσης, η οποία είναι συνήθως μια φάση πλούσια σε μολυβδαίνιο (Mo), παρατηρείται συνήθως στις μεσοδενδριτικές περιοχές, όπως υποδεικνύεται από τη σχετικά λευκή περιοχή στην εικόνα 37 A, B. Η διασπορά της δεύτερης φάσης αυξάνει την ευθραυστότητα του κράματος με την απομάκρυνση του Mo από το στερεό διάλυμα, επηρεάζοντας έτσι αρνητικά τις μηχανικές ιδιότητες του κράματος και αυξάνοντας την ευπάθεια του κράματος σε διάφορους τύπους διάβρωσης, όπως η διάβρωση με χαραγές (crevice corrosion) και η διάβρωση οπών (pitting corrosion).<sup>95</sup>

#### **6.4. Τραχύτητα σκελετών Co-Cr (επιφανειακές)**

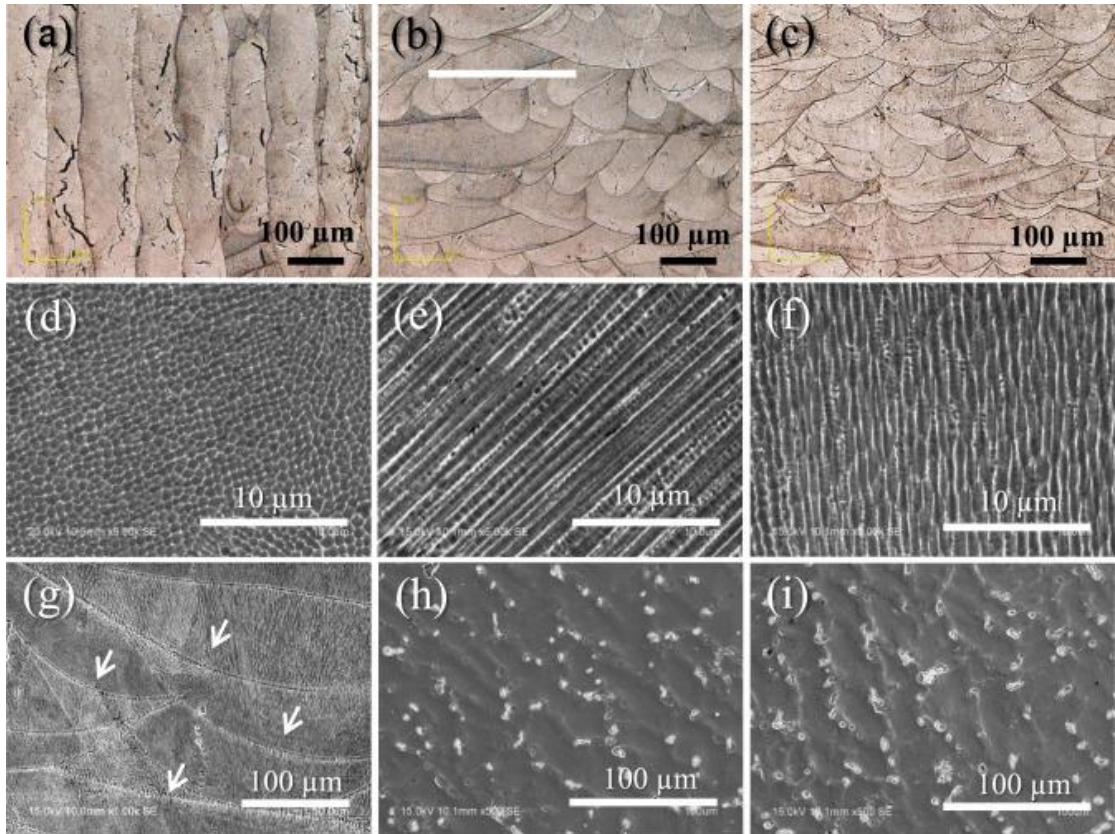
Όπως συμβαίνει με το πορώδες, το οποίο μπορεί να είναι εσωτερικό και εξωτερικό και επηρεάζει τις μηχανικές ιδιότητες των κραμάτων και των σκελετών από Co-Cr, έτσι και η τραχύτητα έχει αντίστοιχα άμεση επίδραση σε αυτές τις μηχανικές ιδιότητες.

Τα ειδικά χαρακτηριστικά της διαδικασίας SLM και οι παράμετροι των υλικών σκόνης που χρησιμοποιούνται καθορίζουν την υψηλή τραχύτητα επιφάνειας των

οδοντιατρικών κραμάτων Co-Cr SLM. Η θέση και ο προσανατολισμός του αντικειμένου ως προς τη διεύθυνση κατασκευής, καθώς και η επιλογή και η μοντελοποίηση των στηρίξεων έχουν επίσης μεγάλη σημασία. Η ακρίβεια και η σχέση μεταξύ της επιφανειακής τραχύτητας και της γωνίας κλίσης διερευνήθηκαν με τη χρήση ειδικών μοντέλων αναφοράς. Αποδείχθηκε ότι η επιφανειακή τραχύτητα εξαρτάται από το πάχος του στρώματος και τη γωνία κλίσης προς τη βάση.



**Εικόνα 38.** Εικόνες SEM της εσωτερικής επιφάνειας του βραχίονα του αγκίστρου. (α) FL0, (β) FL45 και (γ) FL90 είναι εικόνες εμπρόσθιας όψης, ενώ (δ) FL0, (ε) FL45 και (στ) FL90 είναι εικόνες πλευρικής όψης. OS: εξωτερική επιφάνεια- IS: εσωτερική επιφάνεια.<sup>89</sup>



**Εικόνα 39.** Μικροδομές των δοκιμίων SLM και των δοκιμίων από χυτό κράμα. Εικόνες CLSM των (α) TL0, (β) TL45 και (γ) TL90. Εικόνες SEM των (δ) TL0, (ε) TL45, (στ) TL90, (ζ) TL90: χαμηλότερης μεγέθυνσης των (στ), (η) TCP και (θ) TCI.<sup>89</sup>

Η μέση αριθμητική απόκλιση της επιφανειακής τραχύτητας  $R_a$  κυμαίνεται μεταξύ 6-18  $\mu\text{m}$  για πάχος στρώματος 20  $\mu\text{m}$  και 13-33  $\mu\text{m}$  για πάχος στρώματος 50  $\mu\text{m}$ . Οι υψηλότερες τιμές αφορούν τη μικρότερη γωνία κλίσης προς τη βάση των  $8^\circ$ , ενώ οι χαμηλότερες τιμές για τη μεγαλύτερη γωνία των  $70^\circ$ .<sup>102</sup> Η έρευνα των Kajima et al.<sup>89</sup> επιβεβαίωσε ότι η τραχύτητα της επιφάνειας εξαρτάται από την κατεύθυνση κατασκευής. Είναι η χαμηλότερη στα δείγματα, κάθετα στη διεύθυνση δόμησης,  $R_a = 10,22 \mu\text{m}$ , ακολουθεί εκείνη των δειγμάτων, με κλίση  $45^\circ$  με  $R_a = 13,67 \mu\text{m}$ , και η υψηλότερη στα δείγματα, παράλληλα στη διεύθυνση δόμησης,  $R_a = 18,17 \mu\text{m}$ . Είχε διαπιστωθεί ότι η τραχύτητα της οδοντιατρικής γέφυρας τεσσάρων τεμαχίων, που κατασκευάζεται με SLM, είναι σχεδόν τέσσερις φορές υψηλότερη από την τραχύτητα της συμβατικής χυτής γέφυρας ( $R_a = 4,24 \mu\text{m}$  και  $R_a = 1,11 \mu\text{m}$ , αντίστοιχα).<sup>102</sup> Προτείνεται ότι η σημαντικά υψηλότερη τραχύτητα και η μερικώς λιωμένη σκόνη στην επιφάνεια των δειγμάτων SLM θα μπορούσαν να οδηγήσουν στην αύξηση των μηχανικών καθώς και των χημικών συνιστωσών της πρόσφυσης της πορσελάνης στα κράματα Co-Cr, προωθώντας έτσι την υψηλότερη αντοχή

πρόσφυσης της επικάλυψης πορσελάνης. Η επιφανειακή τραχύτητα των σκελετών μ.ο. έχει αναφερθεί σε λίγες μελέτες που αναλύουν κυρίως την επιφάνεια των στηριγμάτων ή των αγκίστρων. Σε αυτές τις μελέτες έχει αναφερθεί ότι το χυτό Co-Cr έχει τιμή Ra 9,96-10,15 μm για τον βραχίονα του αγκίστρου και 2,4-2,5 μm για το υπόλοιπο.<sup>89,103,104</sup> Η επιφανειακή τραχύτητα του SLM Co-Cr επηρεάζεται από τη γωνία κατασκευής: η γωνία κατασκευής 90° έχει χαμηλότερη τιμή Ra από τις 0° και 45°, 2.37-10.22 μm για τον βραχίονα αγκίστρου.<sup>89,97</sup> Η τραχύτητα είναι μια παράμετρος που καθορίζει την ποιότητα της επιφάνειας.<sup>105</sup> Οι Torii et al.<sup>104</sup> ανέφεραν ότι τα κατασκευαζόμενα με την υβριδική τεχνική άγκιστρα παρουσίαζαν ομαλότερες επιφάνειες από τις συμβατικές και ότι η θερμική επεξεργασία δεν επηρέασε την τραχύτητα της επιφάνειας. Οι πολυστρωματικές επιφάνειες που τεμαχίζονταν μετά την επίστρωση των στρωμάτων, παρείχαν μια επιφανειακή τραχύτητα παρόμοια με εκείνη της συμβατικής μεθόδου κοπής. Τα άγκιστρα που προέκυψαν με την προσθετική τεχνική είχαν μεγαλύτερη τραχύτητα, ενώ τα άγκιστρα LWT (lost-wax technique) ήταν πιο λεπτά. Οι Rahim et al.<sup>106</sup> ανέφεραν ότι η μέθοδος SLM παρείχε πιο ομαλές επιφάνειες από την συμβατική μέθοδο, ωστόσο, η μεθοδολογία που υιοθετήθηκε βασιζόταν στη μέτρηση της τραχύτητας από το Sa και όχι από το Ra. Το Ra είναι μια μέθοδος για τη μέτρηση της επιφανειακής τραχύτητας μεταξύ κοιλάνσεων και κορυφών, δισδιάστατα. Η Sa είναι η καταλληλότερη παράμετρος (μέθοδος για τη μέτρηση της επιφανειακής τραχύτητας μεταξύ κοιλάδων και κορυφών, τρισδιάστατα) για την ανάλυση επιφανειών από την Ra, αλλά δεν υπάρχουν αρκετές έρευνες για σύγκριση καθώς δεν υπάρχουν και επιπλέον παράμετροι τραχύτητας για την σωστή αξιολόγηση της επιφάνειας. Συμβατικά, οι σκελετοί γυαλίζονται μηχανικά και χημικά από τον οδοντικό τεχνολόγο, βοηθώντας στην απομάκρυνση του πορώδους και των ανωμαλιών στο σκελετό μ.ο. Η λείανση και η στίλβωση που εκτελείται με μέτρο μπορεί να συμβάλει σε ένα πιο ομαλό αποτέλεσμα, ευνοώντας την ακρίβεια προσαρμογής της πρόσθεσης και τη συγκράτηση του αγκίστρου.<sup>107</sup> Άλλες in vitro μελέτες που διερεύνησαν την εσωτερική επιφανειακή τραχύτητα στεφανών Co-Cr που κατασκευάστηκαν με διαφορετικές τεχνικές κατασκευής διαπίστωσαν ότι τα κράματα Co-Cr που πυροσυσσωματώθηκαν με λέιζερ είχαν τραχύτερη επιφάνεια από ό,τι με τη τεχνική κοπής και τη συμβατική τεχνική. Λόγω των διαφορετικών τεχνικών αξιολόγησης και των διαφορετικών επιφανειακών τεχνικών οι συγκρίσεις μεταξύ των αποτελεσμάτων καθίστανται δύσκολες.<sup>108</sup>

## 6.5. Βιοσυμβατότητα (βιολογικές) και διάβρωση (χημικές ιδιότητες) των σκελετών των κατασκευασμένων με SLM

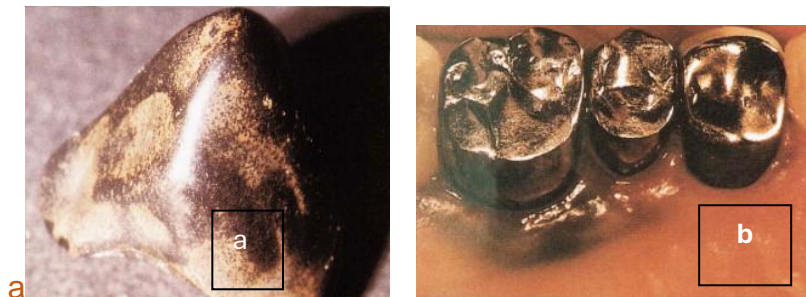
Η βιοδιάβρωση (διάβρωση μέσα στην στοματική κοιλότητα) που σχετίζεται με την απομάκρυνση ιόντων μετάλλου από την στιλβωμένη επιφάνεια του σκελετού της μ.ο., σχετίζεται άμεσα με την μεταβολή της επιφάνειας και την μηχανική συμπεριφορά του σκελετού σε κόπωση. Αυτός είναι ένας πρόσθετος λόγος για την μελέτη της βιοσυμβατότητας των σκελετών των μ.ο., πέραν της μελέτης της επίδρασης των μεταλλικών ιόντων στους ιστούς της στοματικής κοιλότητας<sup>74</sup>.

Η αντοχή στη διάβρωση και η βιοσυμβατότητα του κράματος Co-Cr βασίζεται στη στιγμιαία ανάπτυξη ενός στρώματος οξειδίου στην επιφάνεια του μετάλλου παρουσία αέρα. Ένα παθητικό στρώμα οξειδίου του Cr (συνήθως Cr<sub>2</sub>O<sub>3</sub>), πάχους μερικών nm, εμποδίζει τη γρήγορη αντίδραση του κράματος και τη μετάβαση των μεταλλικών στοιχείων στους γύρω στοματικούς ιστούς. Τα κύρια στοιχεία των κραμάτων Co-Cr, το Co και το Cr, είναι τοξικά, ακόμη και σε χαμηλές συγκεντρώσεις. Σύμφωνα με τον Ευρωπαϊκό Οργανισμό Χημικών Προϊόντων (ECHA) αναφέρονται οι ακόλουθες ιδιότητες που προκαλούν ανησυχία για το Co (αρ. CAS: 7440-48-4): ύποπτο για μεταλλαξιογένεση, τοξικό για την αναπαραγωγή, αλλεργικές για το δέρμα και την αναπνοή. Συνεπώς, ο ρυθμός απελευθέρωσης στους ιστούς είναι πολύ σημαντικός. Έχει διαπιστωθεί σε διάφορες μελέτες ότι η απελευθέρωση Co στο συνθετικό σάλιο είναι χαμηλότερη σε αντικείμενα που παράγονται με SLM σε σύγκριση με εκείνα που κατασκευάζονται συμβατικά. Επιπλέον, όσο μεγαλύτερος είναι ο χρόνος έκθεσης, τόσο μεγαλύτερη είναι η διαφορά στο σύνολο των μεταλλικών ιόντων που απελευθερώνονται μεταξύ αντικειμένων που παράγονται με τη τεχνική SLM ή τη συμβατική. Η οξύτητα του σάλιου επηρεάζει σημαντικά την απελευθέρωση ιόντων Co. Τα κράματα Co-Cr έχουν στη σύνθεσή τους προσμίξεις Mo και W. Το Mo αυξάνει την αντίσταση στη διάβρωση οπών, επιτρέποντας τη δημιουργία παθητικού φιλμ, ενώ το W ενισχύει τη δομική και χημική σταθερότητα του κράματος και βελτιώνει τα αποτελέσματα της προοξειδωσης.<sup>109</sup>

Τα κράματα Co-Cr ήταν το υλικό επιλογής για την κατασκευή σκελετών μ.ο. λόγω της βιοσυμβατότητας και της υψηλής αντοχής στη θερμότητα, τη φθορά και τη διάβρωση. Το μολυβδαίνιο (Mo) και το βολφράμιο (W) είναι ενισχυτικά για το διασπαστικό κράμα Co-Cr. Οι μικροδομές του κράματος Co-Cr επηρεάζουν τη χημική σύνθεση και τις μηχανικές ιδιότητες ανάλογα με τις τεχνική κατασκευής. Μια έρευνα

που αξιολόγησε την επίδραση της τεχνικής κατασκευής στις ιδιότητες του κράματος Co-Cr ανέφερε υψηλότερο εσωτερικό πορώδες για τα συμβατικά κράματα Co-Cr από ό,τι για εκείνα που υποβλήθηκαν σε SLM ή κοπή.<sup>33</sup> Οι διαφορές συνδέονται με τις λειτουργικές παραμέτρους της προσθετικής τεχνικής, την αρχική ποιότητα του μεταλλικού μπλοκ στη μέθοδο κοπής ή την ετερογένεια και τον περιορισμό του υλικού ή την παρουσία μεγάλων δενδριτών στην τεχνική χύτευσης. Κατανόηση της σχέσης μεταξύ των ιδιοτήτων, της τεχνικής κατασκευής και της μικροδομής του κράματος μετάλλων θα βοηθήσει στον προσδιορισμό της συμπεριφοράς του κράματος Co-Cr σε μεταλλικούς σκελετούς στο στοματικό περιβάλλον.<sup>107</sup>

Σε έρευνα διερευνήθηκε η απελευθέρωση ιόντων μετάλλου και η κυτταροτοξικότητα για κράματα Co-Cr που παράγονται με διαφορετικές τεχνικές κατασκευής πριν και μετά τη θερμική επεξεργασία [δύο ομάδες με την συμβατική τεχνική (Co-Cr), μία με τη τεχνική κοπής (Co-Cr), μία ομάδα με την επιλεκτική τήξη με λέιζερ (Co-Cr), μία ομάδα presintered milled (Co-Cr), παραμόρφωση εν ψυχρώ (cold drawn) του cpTi4, και ανόπτηση μετά από παραμόρφωση εν ψυχρώ (drawn-annealed του Ti6Al4V)].



**Εικόνα 40.** (a) Επιπτώσεις της διάβρωσης σε κράμα και (b) επιπτώσεις στους γύρω ιστούς.<sup>110</sup>

Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι τα εκχυλίσματα που περιείχαν ιόντα από τα υλικά που εξετάστηκαν δεν είχαν μετρήσιμη κυτταροτοξική δράση σύμφωνα με τα πρότυπα. Ωστόσο, τα αποτελέσματα έδειξαν ελαφρώς υψηλότερη κυτταροτοξική επίδραση στα επιθηλιακά κύτταρα που εκτέθηκαν σε Ti6Al4V ELI (extra low interstitial) σε σύγκριση με τα χυτά δείγματα Co-Cr. Οι δοκιμές in vitro που αξιολογούν τη βιοσυμβατότητα χρησιμοποιούνται ως δοκιμές διαλογής και δεν είναι σε θέση να μιμηθούν το κλινικό περιβάλλον.<sup>110</sup>

Μία μελέτη έδειξε ότι τα χυτά κράματα Co-Cr (Rc, W280) και το κοπής (Rm) απελευθέρωσαν τις υψηλότερες ποσότητες ιόντων σε σύγκριση με τα άλλα υλικά σε

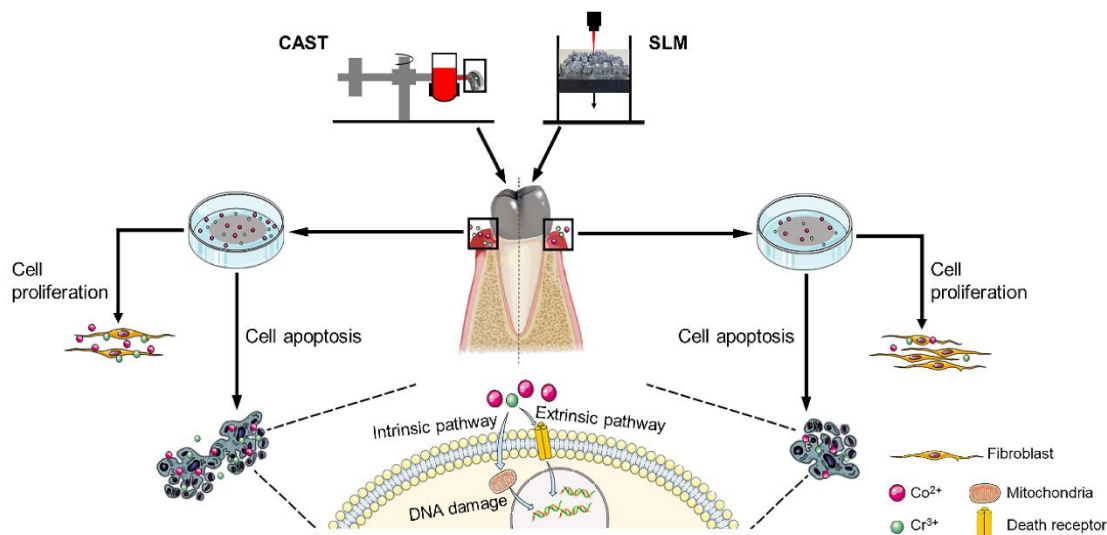
όξινες συνθήκες. Το αποτέλεσμα αυτό είναι σύμφωνο με άλλες μελέτες που δείχνουν ότι το Co-Cr που έχει υποστεί πυροσυσσωμάτωση με λέιζερ μπορεί να αντέξει καλύτερα σε οξεογενείς συνθήκες από το χυτό Co-Cr.<sup>111,112</sup> Άλλες μελέτες, που χρησιμοποίησαν άλλες μεθόδους ανίχνευσης, ανέφεραν επίσης ότι το SLS Co-Cr έχει βελτιωμένες ιδιότητες διάβρωσης σε σύγκριση με το χυτό Co-Cr.<sup>113,114</sup> Αντίθετα, μια άλλη μελέτη έδειξε ότι το Co-Cr που έχει υποστεί πυροσυσσωμάτωση με λέιζερ είχε παρόμοια αντοχή στη διάβρωση με το χυτό Co-Cr.<sup>115</sup> Στην μελέτη, τα αποτελέσματα της δοκιμασίας απελευθέρωσης ιόντων διέφεραν μεταξύ των περιβαλλόντων (φυσιολογικό και όξινο). Σε όξινες συνθήκες, το χυτό και το κράμα κοπής Co-Cr έδειξε την υψηλότερη συνολική απελευθέρωση ιόντων και στη δοκιμή που οι συνθήκες ήταν φυσιολογικές (pH 7,03). Σε άλλη μελέτη χρησιμοποιήθηκαν δύο διαφορετικές μέθοδοι για τη διερεύνηση της απελευθέρωσης ιόντων μετάλλων: ICP-EOS, υπό όξινες συνθήκες (pH 2,3) και ICP-MS, υπό φυσιολογικές συνθήκες (pH 7,03).

Η φασματοσκοπία ICP (Inductively Coupled Plasma) είναι μια αναλυτική τεχνική που χρησιμοποιείται για τη μέτρηση και την ταυτοποίηση στοιχείων εντός της μήτρας ενός δείγματος με βάση τον ιονισμό των στοιχείων στο δείγμα. Το φασματόμετρο μάζας (MS) διαχωρίζει τα ιόντα με βάση τον λόγο μάζας προς φορτίο μετά τη διέλευσή τους από το ICP και ο ανιχνευτής μετρά τον αριθμό των επιλεγμένων ιόντων ανά δευτερόλεπτο, γεγονός που επιτρέπει στο όργανο να προσδιορίσει τη συγκέντρωση κάθε επιλεγμένου στοιχείου. Και οι δύο μέθοδοι χρησιμοποιούν χαρακτηριστικά μήκους κύματος για τα συγκεκριμένα στοιχεία, μετρώντας διεγερμένα άτομα και ιόντα (ICP-OES). Η φασματοσκοπία οπτικής εκπομπής με επαγωγικά συζευγμένο πλάσμα (ICP-OES) είναι μια αναλυτική τεχνική που χρησιμοποιείται για τον προσδιορισμό της ποσότητας ορισμένων στοιχείων σε ένα δείγμα. Η αρχή της ICP-OES χρησιμοποιεί το γεγονός ότι τα άτομα και τα ιόντα μπορούν να απορροφήσουν ενέργεια για να μετακινήσουν ηλεκτρόνια από τη βασική κατάσταση σε μια διεγερμένη κατάσταση ή μετρώντας τη μάζα ενός ατόμου (ICP-MS).<sup>108</sup> Κανένα από τα υλικά δεν απελευθέρωσε Pb, Cd, Ni ή Be, τα οποία θεωρούνται επιβλαβή στοιχεία. Το ICP-MS ανίχνευσε επίσης ιόντα Al, Ti και σε ορισμένες περιπτώσεις ιόντα V που απελευθερώθηκαν από όλα τα κράματα Co-Cr. Επιπλέον, το ICP-MS ανίχνευσε Cr, Mo και Mn τόσο στο CrTi4 όσο και στο Ti6Al4V. Το φαινόμενο αυτό περιεγράφηκε από τους Harloff<sup>116</sup> οι οποίοι διαπίστωσαν ότι όλα τα υλικά εμφυτευμάτων (τόσο τα κράματα Ti όσο και το CrTi grade 1) περιείχαν

ανιχνεύσιμες ποσότητες "προσμίξεων", δηλαδή Al, Be, Cd, Co, Cr, Cu, Hf, Mn, Ni, Pd και V (0,01-0,034% βάρους) ανεξαρτήτως εταιρείας κατασκευής. Ίσως οι "προσμίξεις" να μπορούν να εξηγήσουν την παρουσία ιόντων που δεν αναμενόταν να βρεθούν στη δοκιμή απελευθέρωσης ιόντων μετάλλων. Σε ασθενείς με αλλεργία στο νικέλιο, το παλλάδιο ή το χρώμιο αυτά τα στοιχεία μπορεί να προκαλέσουν αλλεργικές αντιδράσεις.

Η διάβρωση είναι ένας από τους παράγοντες που σχετίζονται με τη βιοσυμβατότητα. Παρόλα αυτά, η σχέση μεταξύ διάβρωσης και βιοσυμβατότητας είναι πολύπλοκη και δύσκολο να αξιολογηθεί. Απαιτείται περαιτέρω έρευνα για τη διερεύνηση των μακροπρόθεσμων επιπτώσεων της διάβρωσης.<sup>108</sup>

Σε μελέτη για τον έλεγχο βιοσυμβατότητας ανάμεσα στη τεχνική SLM και τη συμβατική, αξιολογήθηκε η κυτταρική προσκόλληση στα κράματα που αξιολογήθηκαν με ινοβλάστες L-929 μέσω της ανάλυσης CCK-8 (η τεχνική Cell Counting Kit-8 (CCK-8) επιτρέπει ευαίσθητες χρωματομετρικές δοκιμασίες για τον προσδιορισμό της βιωσιμότητας των κυττάρων σε δοκιμασίες κυτταρικού πολλαπλασιασμού και κυτταροτοξικότητας) της χρώσης Live/Dead, της κυτταρομετρικής ανάλυσης ροής, της παρατήρησης μέσω ηλεκτρονικής μικροσκοπίας σάρωσης (SEM) και της ανάλυσης PCR σε πραγματικό χρόνο (RT-PCR).

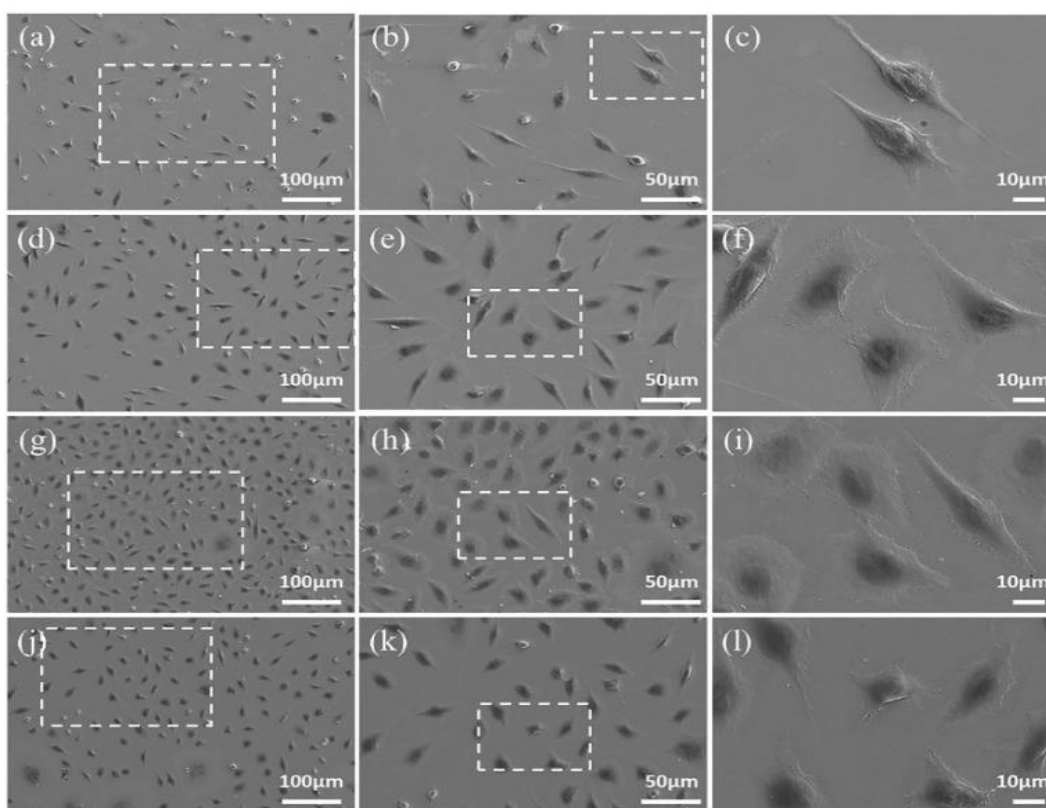


**Εικόνα 41.** Σχηματική παράσταση της πειραματικής διαδικασίας.<sup>74</sup>

Με βάση τα αποτελέσματα του κυτταρικού πολλαπλασιασμού και της κυτταροτοξικότητας, ο αριθμός των κυττάρων αυξήθηκε με μεγαλύτερο χρόνο στην καλλιέργεια, υποδεικνύοντας ότι τα μεταλλικά εκχυλίσματα των δειγμάτων δεν είχαν



εμφανή τοξική επίδραση στα κύτταρα L-929. Επιπλέον, τα κύτταρα στα δείγματα SLM παρουσίασαν σημαντικά υψηλότερη βιωσιμότητα από εκείνα στα δείγματα της συμβατικής (CAST) σε όλες τις χρονικές στιγμές καλλιέργειας. Η μορφολογία SEM των κυττάρων L-929 που καλλιεργήθηκαν σε δείγματα για 3 και 5 ημέρες παρουσιάζεται στην εικόνα 42. Τα κύτταρα που καλλιεργήθηκαν στα δείγματα SLM παρουσιάζουν επίπεδη μορφολογία και εκτεταμένα ελασματοειδή, ενώ τείνουν να έχουν ατρακτοειδές σχήμα και να εξαπλώνονται ελάχιστα στα δείγματα CAST στις 3 μέρες. Ο αριθμός των κυττάρων αυξάνεται με μεγαλύτερο χρόνο καλλιέργειας, γεγονός που συνάδει με τα αποτελέσματα της ανάλυσης CCK-8 και της χρώσης. Επιπλέον, τα κύτταρα και στα δύο δείγματα εμφανίζονται επιμήκη σε σχήμα και πιο εκτεταμένα απλωμένα μετά από 5 ημέρες επώασης.



**Εικόνα 42.** Εικόνες SEM κυττάρων L-929 μετά από καλλιέργεια σε δείγματα CAST για 3 ημέρες (a-c) και 5 ημέρες (g-i), και σε δείγματα SLM για 3 ημέρες (d-f) και 5 ημέρες (j-l). Οι εικόνες που λαμβάνονται σε μεγαλύτερη μεγέθυνση προέρχονται από τις περιοχές που περικλείονται από τετράγωνο στις εικόνες που λαμβάνονται σε μικρότερη μεγέθυνση<sup>74</sup>.

Η κυτταρομετρία ροής χρησιμοποιήθηκε για την περαιτέρω επιβεβαίωση των επιδράσεων των κραμάτων Co-Cr στους ινοβλάστες. Το ποσοστό απόπτωσης των κυττάρων της ομάδας SLM ήταν σημαντικά χαμηλότερο από εκείνο της ομάδας

CAST, υποδεικνύοντας μειωμένη επιβλαβή επίδραση στα κύτταρα, γεγονός που συμφωνούσε με τα αποτελέσματα της ανάλυσης CCK-8 και της χρώσης Live/Dead. Τα αποτελέσματα αυτά συμφωνούν με πρόσφατες μελέτες που δείχνουν ότι η τεχνική SLM παρέχει κράματα Co-Cr με λιγότερα μεταλλικά ιόντα που απελευθερώνονται στο μέσο από τα κράματα CAST. Επιπλέον, εκτός από την επίδραση της απελευθέρωσης ιόντων μετάλλων, προηγούμενες μελέτες έδειξαν ότι η τοπογραφία της επιφάνειας μπορεί επίσης να επηρεάσει την κυτταρική απόκριση, όπως η επιβίωση, η προσκόλληση και η ανάπτυξη. Όπως αναφέρθηκε παραπάνω, υπάρχει μια πιο ομοιογενής μικροδομή στην επιφάνεια των δοκιμίων SLM σε σύγκριση με τα δοκίμια CAST, η οποία μπορεί να είναι ευεργετική για την προσκόλληση και την εξάπλωση των κυττάρων. Η παρατήρηση του SEM δείχνει ότι τα κύτταρα στα δοκίμια SLM σχημάτισαν επίπεδη μορφολογία και εκτεταμένα lamellipodia (είναι μια κυτταροσκελετική πρωτεϊνική προεξοχή στο εμπρόσθιο άκρο του κυττάρου) σε πρώιμο στάδιο, ενώ εκείνα στα δοκίμια CAST εξακολουθούσαν να έχουν ατρακτοειδές σχήμα και να εξαπλώνονται ελάχιστα. Όλα τα αποτελέσματα έδειξαν ότι τα κράματα SLM διευκόλυναν την αρχική προσκόλληση των κυττάρων L-929 και αυτά ήταν σε συμφωνία με προηγούμενα ευρήματα, τα οποία έδειξαν ότι τα κράματα SLM αύξησαν την ικανότητα προσκόλλησης των κυττάρων. Είναι γνωστό ότι οι ινοβλάστες προσκολλώνται σε επιφάνειες υλικών μέσω εστιακής προσκόλλησης.

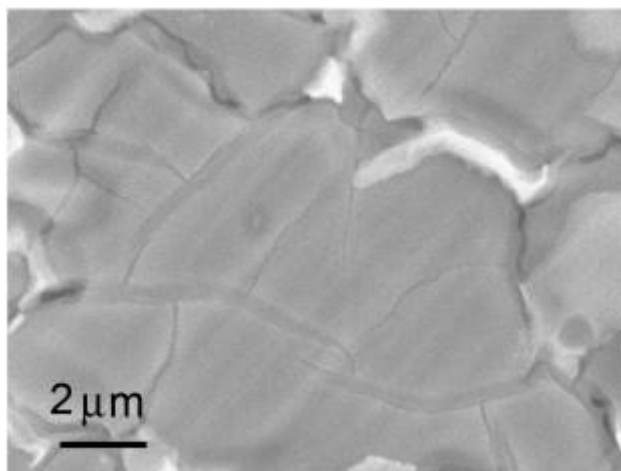
Ο VEGF [Αγγειακός ενδοθηλιακός αυξητικός παράγοντας (αγγειακός ενδοθηλιακός αυξητικός παράγοντας, αρχικά γνωστός ως παράγοντας αγγειακής διαπερατότητας)], είναι ένας ισχυρός αγγειογενετικός παράγοντας και περιγράφηκε για πρώτη φορά ως απαραίτητος αυξητικός παράγοντας για τα αγγειακά ενδοθηλιακά κύτταρα. Ο VEGF ρυθμίζεται σε πολλούς όγκους και η συμβολή του στην αγγειογένεση των όγκων είναι καλά καθορισμένη. Οι περισσότεροι όγκοι παρουσιάζουν υψηλότερα επίπεδα VEGF. Ορισμένες φορές τα υψηλότερα επίπεδα σημαίνουν χαμηλότερες πιθανότητες επιβίωσης. Επιπλέον, ο VEGF μπορεί να είναι σημαντικός στην εξάπλωση του καρκίνου σε άλλα σημεία του σώματος. Ορισμένες θεραπείες για τον καρκίνο στοχεύουν στον VEGF. Αυτή η εξέταση μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να διαπιστωθεί πόσο καλά λειτουργούν οι θεραπείες και είναι ένας σημαντικός ρυθμιστικός παράγοντας για την προώθηση του σχηματισμού της εστιακής προσκόλλησης, ο οποίος μπορεί να ενεργοποιήσει την κινάση εστιακής προσκόλλησης (FAK) και τη συναρμολόγηση των εστιακών προσκολλήσεων μέσω

της επαγωγής του VEGFR2. Επιπλέον, ως κύριο συστατικό της εξωκυτταρικής μήτρας (ECM), το Col-I διαδραματίζει επίσης βασικό ρόλο στην απόκριση των ινοβλαστών στην επιφάνεια των υλικών μέσω της ρύθμισης της αρχικής προσκόλλησης των κυττάρων.

Στην συγκεκριμένη μελέτη, σε σύγκριση με την ομάδα CAST, η υψηλότερη έκφραση του VEGF και του Col-I στην ομάδα SLM μπορεί να είναι το σημείο κλειδί για την προώθηση της προσκόλλησης των κυττάρων L-929, τα οποία συμφωνούν με την παρατήρηση του SEM. Προηγούμενες μελέτες διαπίστωσαν επίσης ότι η έκφραση γονιδίων που σχετίζονται με την προσκόλληση εξαρτάται από τη συγκέντρωση ιόντων Co-Cr. Τα ευρήματα αυτής της *in vitro* μελέτης υποδηλώνουν ότι η αντοχή στη φθορά και η βιοσυμβατότητα των κραμάτων Co-Cr σχετίζονται με τη μικροδομή και τις μηχανικές ιδιότητες, οι οποίες μπορούν να μεταβληθούν μέσω τεχνικών κατασκευής. Επιπλέον, η τεχνική SLM θεωρείται μια εναλλακτική λύση για την κατασκευή σκελετών M.O.<sup>74</sup>

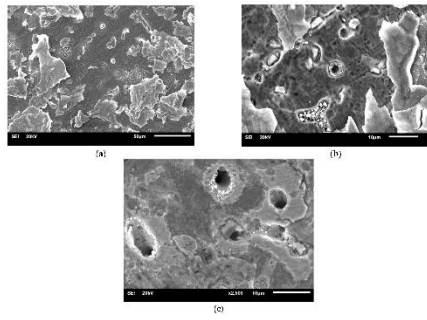
Αν και οι ηλεκτροχημικές ιδιότητες των χυτών οδοντιατρικών Co-Cr έχουν δοκιμαστεί εκτενώς, υπάρχουν περιορισμένα συγκριτικά δεδομένα μεταξύ των διαφόρων τεχνικών κατασκευής. Προκαταρκτικά συγκρίσιμα δεδομένα έδειξαν ότι τα φρεζαρισμένα και SLM δοκίμια έχουν παρόμοιες τιμές δυναμικού ανοικτού κυκλώματος σε διάλυμα Ringer (-75 έως 20 mV έναντι SCE) και υψηλότερες τιμές σε σύγκριση με εκείνες των χυτών δομών (-200 έως -150 mV). Όλα τα υλικά που εξετάστηκαν παρουσίασαν παρόμοιες τιμές  $E_{corr}$  (CAS: -465 mV, CAD: -451 mV, και SLM: -518 mV), αλλά τα φρεζαρισμένα υλικά παρουσίασε το υψηλότερο δυναμικό διάβρωσης ( $E_{pit}$ : 651 mV), ακολουθούμενο από το SLM ( $E_{pit}$ : 560 mV), με το χυτό υλικό να μην εμφανίζει διακριτή παθητική περιοχή. Οι δομές με την τεχνική SLM και την συμβατική Co-Cr δεν παρουσίασαν διαφορές στις ηλεκτροχημικές παραμέτρους τους σε τεχνητό σάλιο μετά από δοκιμασίες. Αν και τα αποτελέσματα θεωρούνται προκαταρκτικά, φαίνεται ότι οι δομές SLM έχουν ηλεκτροχημικές ιδιότητες συγκρίσιμες με αυτές των χυτών δομών ή ελαφρώς καλύτερες από αυτές. Αυτό μπορεί να είναι αποδίδεται στο μειωμένο πορώδες, το οποίο μειώνει τον κίνδυνο διάβρωσης από ρωγμές και ενδεχομένως σε μια ευνοϊκότερη κατανομή των κραματικών στοιχείων, τα οποία ενισχύουν την αντίσταση στη διάβρωση των κραμάτων Co-Cr. Γενικά, η συνολική συμπεριφορά διάβρωσης σχετίζεται με τη στοιχειακή σύνθεση και κατανομή και επηρεάζεται

έντονα από το διαχωρισμό των στοιχείων κραματοποίησης (όπως το Cr, το Mo και το N) στη μεταλλική μικροδομή.<sup>117</sup>

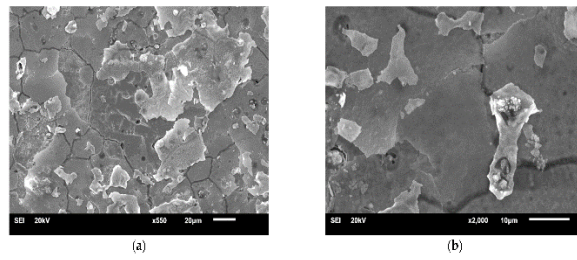


**Εικόνα 43.** Κράμα Co Cr Mo (1280°C) μετά από ποτενσιοδυναμική δοκιμασία (SEM).<sup>117</sup>

Μια μικρή αλλαγή στη σύνθεση αυτών των στοιχείων μπορεί να έχει ως αποτέλεσμα μεγάλη διαφορά στη συμπεριφορά διάβρωσης μέσω του σχηματισμού δευτερογενών ή ενδομεταλλικών φάσεων, καθώς αυτές διαχωρίζονται σε ενώσεις αντί να είναι διασκορπισμένες στο στερεό διάλυμα.<sup>33</sup> Σε άλλη έρευνα<sup>118</sup> αξιολογήθηκε η συμπεριφορά των κραμάτων Co-Cr, σε κατασκευές με τις τεχνικές SLM, Milling και CAST, οι οποίες είχαν υποστεί και θερμική επεξεργασία που αντιστοιχεί σε πλήρες πρόγραμμα όπτησης. Οι ιδιότητες διάβρωσης εξετάστηκαν με ηλεκτροχημικές δοκιμές ποτενσιοδυναμικής πόλωσης. Εκτιμήθηκαν οι τιμές των  $J_{corr}$ ,  $E_{corr}$ ,  $R_p$  και του δυναμικού διάσπασης  $E_{br}$ . Τα στρώματα οξειδίων που σχηματίστηκαν κατά τη θερμική διαδικασία αντιστοιχούσαν στη σύνθεση της δομής των αρχικών κραμάτων. Μεταξύ των θερμικά επεξεργασμένων κραμάτων, το SLM παρουσίασε την υψηλότερη αντοχή στη διάβρωση, ακολουθούμενο από το Milling και το CAST. Αυτό μπορεί να αποδοθεί στην ομοιόμορφη κατανομή των κραματικών στοιχείων σε ομοιογενή δομή και στο μειωμένο πορώδες, το οποίο ενισχύει την αντοχή στη διάβρωση και μειώνει τον κίνδυνο διάβρωσης από ρωγμές. Η συνολική συμπεριφορά διάβρωσης επηρεάστηκε έντονα από τον διαχωρισμό των στοιχείων κράματος στη μικροδομή, επομένως, καθορίζεται άμεσα από τη μέθοδο κατασκευής.



**Εικόνα 44.** Μορφολογία του MC-HT-Corr: (a) ×550, (b) ×2000, (c) ×2500.<sup>118</sup>



**Εικόνα 45.** Μορφολογία του SM-HT-Corr: (a) ×550- (b) ×2000.<sup>118</sup>

Η αντοχή στη διάβρωση και η συμπεριφορά απελευθέρωσης ιόντων αξιολογήθηκαν<sup>100</sup> για δοκίμια Co-Cr που κατασκευάστηκαν από τρία διαφορετικά συστήματα κατασκευής: σχεδιασμός με τη βοήθεια υπολογιστή και κατασκευή (CAD-CAM), παραδοσιακή χύτευση και πυροσυσσωμάτωση με λέιζερ. Το κράμα που χρησιμοποιήθηκε ήταν το Co-Cr κράμα (ίδιας παρτίδας). Η αντοχή στη διάβρωση αξιολογήθηκε με ηλεκτροχημικές δοκιμές σε μέσο τεχνητού σάλιου στους 37°C. Προσδιορίστηκαν παράμετροι διάβρωσης όπως κρίσιμη πυκνότητα ρεύματος ( $i_{cr}$ ), δυναμικό διάβρωσης ( $E_{corr}$ ) και παθητική πυκνότητα ρεύματος ( $i_p$ ). Αναλύθηκαν επίσης τα ιόντα κοβαλτίου και χρωμίου που απελευθερώθηκαν από τα διάφορα δείγματα σε μέσο τεχνητού σάλιου στους 37°C με φασματομετρία μάζας επαγωγικά συζευγμένου πλάσματος (ICP-MS) στους διαφορετικούς χρόνους εμβάπτισης. Τα χυτά δείγματα παρουσίασαν υψηλότερους ρυθμούς διάβρωσης και επίπεδα απελευθέρωσης ιόντων. Τα δοκίμια με τη μέθοδο κοπής παρουσίασαν χαμηλότερα επίπεδα απελευθέρωσης ιόντων και καλύτερη αντοχή στη διάβρωση λόγω της ολικής διαλυτότητας των χημικών στοιχείων σε μία μόνο φάση. Αυτή η ομοιογένεια αποφεύγει τον σχηματισμό ηλεκτροχημικής διάβρωσης. Επιπλέον, η απουσία ατελειών και παραμενουσών τάσεων αυξάνει την αντοχή στη διάβρωση. Διάφορες μελέτες έχουν δείξει την παρουσία ιζημάτων πλούσιων σε Cr, W και Nb, τα οποία είναι επιζήμια για την αντίσταση 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.

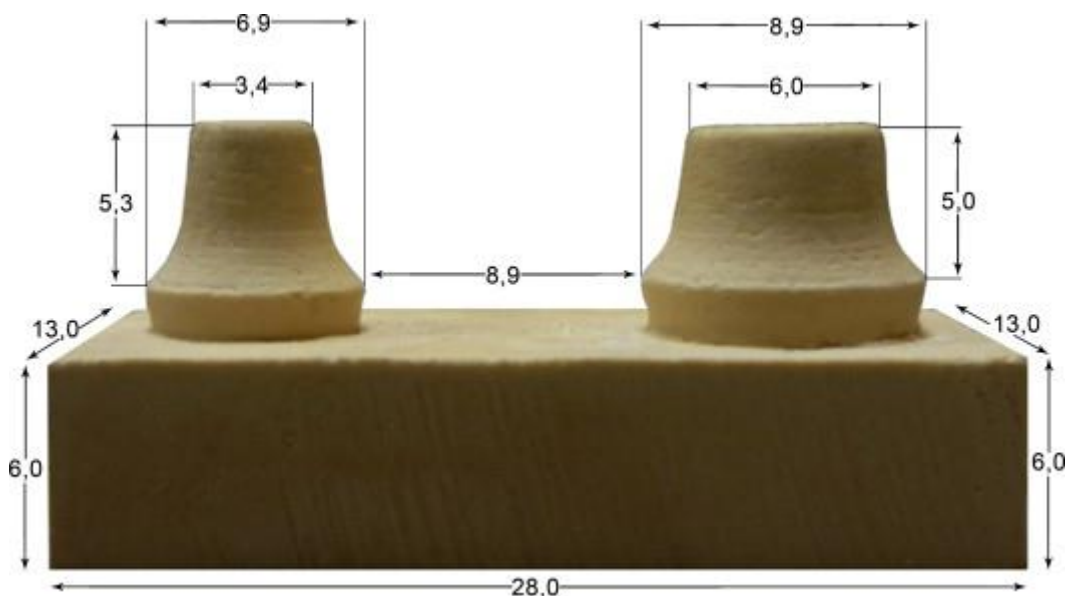
Τα χυτά κράματα Co-Cr έχουν μακρύ ιστορικό επιτυχημένης ενδοστοματικής συμπεριφοράς και, συνεπώς, αναμένεται παρόμοια ενδοστοματική απόδοση και από τα κράματα που κατασκευάζονται και με τις άλλες τεχνικές (π.χ. SLM, DMLS, SLS) καθώς η διάβρωση σχετίζεται με τη μικροδομή, και δείχνουν ομοιόμορφη μικροδομή.<sup>80</sup>

## 6.6. Ακρίβεια και συγκράτηση

Η οριακή εσωτερική ακρίβεια έχει άμεση επίδραση στον βαθμό παραμόρφωσης των ελαστικών μερών του σκελετού των μ.ο. κατά την τοποθέτηση και απομάκρυνση της μ.ο. από την στοματική κοιλότητα. Μεγάλη ανακρίβεια συνεπάγεται μεγάλες παραμορφώσεις, πέραν βεβαίως και της αυξημένης κινητικότητας των δοντιών στηριγμάτων και την εξ αυτής εκμόχλευση μετά από κάποιο χρονικό διάστημα και την απώλεια των δοντιών<sup>45,64</sup>.

Υπάρχουν διάφορες τεχνικές για τη μέτρηση της οριακής και εσωτερικής εφαρμογής αλλά το σημαντικότερο είναι ότι δεν υπάρχουν επιστημονικά δεδομένα για τα κλινικά αποδεκτά όρια. Φαίνεται ότι οι περισσότεροι ερευνητές συμφωνούν σε μια αποδεκτή οριακή εφαρμογή, κάτω από το εύρος των 100 έως 120 μm. Η ακρίβεια των μερών της μ.ο. και των μεταλλικών σκελετών έχει μελετηθεί στο παρελθόν. Οι σκελετοί μ.ο. με εσωτερικές αποκλίσεις που κυμαίνονται από 50 έως 426,3 μm είναι κλινικά αποδεκτοί. Η ακρίβεια των σκελετών κυμαίνεται από 20 έως 279 μm στην ομάδα με τη τεχνική χύτευσης και 30 έως 272 μm στην ομάδα κατασκευασμένη με την προσθετική τεχνική. Η ακρίβεια των μείζονων συνδέσμων κυμαίνεται από 95 έως 292 μm στη συμβατική ομάδα και 110 έως 355 μm στην προσθετική τεχνική. Η ακρίβεια του αγκίστρου κυμαίνεται από 23,3 έως 350 μm στην συμβατική ομάδα και από 28,6 έως 410 μm στην ομάδα της προσθετικής τεχνικής. Μόνο 2 μελέτες αξιολόγησαν αυτά τα μέρη της μ.ο. με τη χρήση της τεχνικής κοπής και οι τιμές κυμάνθηκαν από 33 έως 110 μm.<sup>107</sup> Οι περισσότερες μελέτες ανέφεραν κλινικά αποδεκτές τιμές- ωστόσο, μόνο 3 μελέτες ανέφεραν τιμές κάτω από 50 μm. Αυτή η διακύμανση της απόκλισης μπορεί να οφείλεται στην ποικιλομορφία των παραμέτρων της τεχνικής για τη κατασκευή των σκελετών, καθώς και στην περιοχή που αξιολογήθηκε και στους επαναλαμβανόμενους κύκλους. Οι Tan et al.<sup>49</sup> ανέφεραν ότι η μέθοδος κατασκευής των αγκίστρων Τί επηρέασε την ακρίβεια λαμβάνοντας υπόψη την τοπογραφική επιφάνεια των συγκρατητικών μερών. Οι σκελετοί μ.ο. που λαμβάνονται με μεθόδους CAD-CAM

μπορεί να παραμορφωθούν, κυρίως λόγω των διακυμάνσεων της θερμοκρασίας και της τάσης συρρίκνωσης, οι οποίες εμποδίζουν τη σωστή σύντηξη των σωματιδίων της σκόνης του μετάλλου.<sup>107</sup> Η λείανση και η στίλβωση επίσης μπορούν να επηρεάσουν την ακρίβεια της μ.ο. Οι Takahashi et al.<sup>50</sup> αξιολόγησαν άγκιστρα και στηρίγματα που κατασκευάστηκαν από διαφορετικά κράματα Ti με τη συμβατική και με τη προσθετική τεχνική, με αεροαποτριβή με σωματίδια  $Al_2O_3$  και επακόλουθη μηχανική στίλβωση. Τα στηρίγματα παρουσίασαν μεγαλύτερη ακρίβεια από τα άγκιστρα. Συνιστώνται οι διαδικασίες λείανσης και στίλβωσης για την απομάκρυνση του ενεργού στρώματος και των υπολειμμάτων, αφήνοντας μια επιφάνεια γυαλιστερή. Ωστόσο, εάν είναι υπερβολικές, μπορεί να οδηγήσουν σε αφαίρεση μετάλλου από την επιφάνεια ή και να οδηγήσουν σε μείωση του πάχους του άγκιστρου, καθιστώντας το ακατάλληλο για χρήση.<sup>107</sup> Οι Ortorp et al.<sup>119</sup> βρήκαν ισοδύναμα αποτελέσματα για τη SLM και τη τεχνική χύτευσης, με τη τεχνική κοπής να παρουσιάζει σημαντικά κατώτερη εσωτερική εφαρμογή, που αποδίδεται στους περιορισμούς της τεχνικής.



**Εικόνα 46.** Διαστάσεις σε mm του πρωτότυπου μοντέλου σε γύψο.<sup>119</sup>

Αντίθετα, η αυξημένη ακρίβεια της εσωτερικής εφαρμογής των οδοντιατρικών αποκαταστάσεων Co-Cr με SLM οφείλεται στο γεγονός ότι οι σχεδιαστικές λεπτομέρειες (CAD) μπορούν να εφαρμοστούν στο τελικό προϊόν με ικανοποιητική ακρίβεια.<sup>33,120</sup> Οι Zhang et al.<sup>121</sup> αξιολόγησαν τις δυνάμεις συγκράτησης σε άγκιστρα συγκρίνοντας την SLM και συμβατική, λαμβάνοντας υπόψη τη χρήση μετρητών υποσκαφής 0,25 έως 0,5 mm. Η μέτρηση των υποσκαφών ήταν 0,25 mm ήταν

βέλτιστη και για τις δύο μεθόδους, ανεξάρτητα από τους κύκλους επανάληψης εντός των κλινικά αποδεκτών τιμών. Οι συγκρατητικές δυνάμεις των αγκίστρων που κατασκευάστηκαν με SLM και τη συμβατική τεχνική μειώθηκαν καθώς ο αριθμός των κύκλων αυξανόταν, και η μείωση αυτή ήταν πιο σημαντική μετά τους πρώτους 360 κύκλους, προσομοιάζοντας κλινικές ρυθμίσεις. Η απώλεια της συγκράτησης αναφέρθηκε ότι ήταν χειρότερη για τα χυτά άγκιστρα.

Υπάρχουν όμως και μελέτες που αναφέρουν ότι η ακρίβεια και η εφαρμογή των σκελετών μ.ο. με τη συμβατική τεχνική είναι καλύτερη από την τεχνική SLM, πιθανότατα επειδή οι έρευνες δεν μετρούσαν με τις ίδιες παραμέτρους, οι οποίες παρέχουν και διαφορετικά αποτελέσματα.<sup>44,67</sup>

Οι μεταλλικοί σκελετοί μ.ο. απαιτούν μια διαδρομή εφαρμογής και αφαίρεσης που μπορεί να πραγματοποιείται σε επαναλαμβανόμενους κύκλους. Για την αποφυγή αστοχιών κατά την αναπαραγωγή αυτών των κινήσεων και για μεγαλύτερο χρόνο επιβίωσης της αποκατάστασης, η μικροδομή του υλικού πρέπει να έχει κατάλληλες μηχανικές ιδιότητες, οι οποίες εξαρτώνται από τη διαδικασία κατασκευής.<sup>107</sup> Η αντοχή σε κάμψη έχει θεωρηθεί μία από τις πιο σημαντικές ιδιότητες επειδή η παραμόρφωση του αγκίστρου είναι μια μη αναστρέψιμη διαδικασία. Οι Wang et al.<sup>122</sup> αξιολόγησαν την επίδραση της μεθόδου κοπής και της SLM σε καθαρό Ti σε σύγκριση με τη συμβατική, αναφέροντας καλύτερα αποτελέσματα με την προσθετική τεχνική, με χαμηλότερο κίνδυνο παραμόρφωσης κατά τις καθημερινές κινήσεις σύγκλεισης. Η παραμόρφωση και η μείωση της ικανότητας συγκράτησης μπορεί να αναμένεται στο άκρο του αγκίστρου και στο βραχίονα ως αποτέλεσμα των επαναλαμβανόμενων κύκλων, ανεξάρτητα από την τεχνική κατασκευής.

Οι αστοχίες του αγκίστρου αναφέρθηκαν ως ο κύριος λόγος για την αντικατάσταση των οδοντοστοιχιών μετά από 5 έως 6 χρόνια. Οι δυνάμεις συγκράτησης είναι οι μέγιστες εφελκυστικές δυνάμεις που υφίστανται τα άγκιστρα όταν αφαιρούνται από το στόμα και συνδέονται με την τραχύτητα της επιφάνειας και το πορώδες. Η συγκράτηση εξαρτάται από τις περιοχές υποσκαφών που προσδιορίζονται από το πάχος, το μήκος του βραχίονα του αγκίστρου και το τμήμα του αγκίστρου. Τα άγκιστρα με τη μέθοδο κοπής παρέχουν πιο γυαλισμένη επιφάνεια από ό,τι τα χυτά. Ωστόσο, οι μελέτες διαφέρουν μεταξύ τους όταν συγκρίνουν τη χύτευση και την προσθετική τεχνολογία λόγω των διαφορετικών



τεχνικών και του αριθμού των κύκλων εισαγωγής και αφαίρεσης που χρησιμοποιούνται κατά τη δοκιμή.<sup>107</sup>

Οι Maruo et al.<sup>123</sup> συνέκριναν τα άγκιστρα που προέκυψαν από κοπή και τη συμβατική μέθοδο, αναφέροντας ότι η ικανότητα συγκράτησης των αγκίστρων με τη μέθοδο κοπής μειώθηκε, μετά από 2000 κύκλους, πιθανώς λόγω της παραμόρφωσης του άκρου του αγκίστρου και της φθοράς στην εσωτερική επιφάνεια των αγκίστρων μετά από επαναλαμβανόμενους κύκλους τοποθέτησης και αφαίρεσης. Σε έρευνα των οι Kirsch et al.<sup>124</sup> αξιολόγησαν 4 διαφορετικά συστήματα κοπής (δύο συστήματα 5 αξόνων και δύο 4 αξόνων) βρήκαν διαφορές ανάμεσά τους όταν μελέτησαν την εφαρμογή και την ακρίβεια, με τα συστήματα των 5 αξόνων να έχουν καλύτερη εφαρμογή, αλλά και των 4 αξόνων ήταν στα αποδεκτά όρια. Οι εργασίες των Murtchler<sup>125</sup> και Schweiger<sup>126</sup> σύγκριναν την συμβατική τεχνική και την DMLS ως προς τη συγκρατητική δύναμη καταλήγοντας στο συμπέρασμα ότι τα άγκιστρα που κατασκευάστηκαν με DLSSM τείνουν να διατηρούν τη δύναμη συγκράτησης μετά από 360 κύκλους, ενώ μετά από 65000 κύκλους, η ικανότητα συγκράτησης μειώθηκε περισσότερο από 20%. Οι δυνάμεις συγκράτησης του αγκίστρου από 3 έως 7,5 N έχουν αναφερθεί ότι είναι κλινικά αποδεκτές, ενώ δυνάμεις άνω των 10 N μπορεί να επηρεάζουν αρνητικά το περιοδόντιο.

## 7. Συζήτηση

Ανακεφαλαιώνοντας, σκοπός της παρούσας ανασκόπησης ήταν να αξιολογηθεί κατά πόσο οι σκελετοί που κατασκευάζονται με τις ψηφιακές μεθόδους παρουσιάζουν καλύτερες μηχανικές ιδιότητες από εκείνους που κατασκευάζονται με τη συμβατική τεχνική. Η μηδενική υπόθεση εργασίας επιβεβαιώνεται καθώς τα κράματα CoCr κατασκευασμένα με τη τεχνική SLM υπερτερούν ως προς τις μηχανικές ιδιότητες έναντι των κραμάτων CoCr κατασκευασμένων με τη συμβατική τεχνική.

Τα πλεονεκτήματα της ψηφιακής τεχνολογίας από τα συστήματα CAD-CAM περιλαμβάνουν ότι παρέχουν προβλεψιμότητα, ταχύ και ακριβή σχεδιασμό των σκελετών M.O. Η εφαρμογή τεχνολογιών CAD/CAM μπορεί να μειώσει το ανθρώπινο λάθος που παρατηρείται στα παραδοσιακά εργαστηριακά βήματα, γεγονός που θα μπορούσε να συμβάλει στην παραγωγή ενός σκελετού με μεγαλύτερη ακρίβεια. Ωστόσο, η μέση καταλληλότητα των παραγομένων με SLM σκελετών βρίσκεται εντός του εύρους 50-380  $\mu\text{m}$ , το οποίο είναι ισοδύναμο με τις κλινικά αποδεκτές τιμές ( $193 \pm 203 \mu\text{m}$ , 69-387  $\mu\text{m}$ ) που αναφέρθηκαν για σκελετούς που κατασκευάζονται με τη συμβατική χύτευση.<sup>127</sup> Παρόλο που η SLM μπορεί να παράγει ημιαυτόματα ένα σκελετό, εξακολουθούν να υπάρχουν πολυάριθμα βήματα που εξαρτώνται από τις ανθρώπινες δεξιότητες, όπως ο χειρισμός του CAD και του CAM λογισμικού, η αφαίρεση της δομής στήριξης και η τελική λείανση. Ο μέσος συντελεστής διακύμανσης για την καταλληλότητα του σκελετού ήταν 0,67 (0,39-0,96) στο χυτό και 0,50 (0,08-0,91) στη μέθοδο SLM.<sup>127</sup> Κατά συνέπεια, ορισμένες πτυχές παραμένουν εξαρτώμενες από τον τεχνικό, ακόμη και όταν χρησιμοποιείται η SLM στη κατασκευή σκελετών. Επιπλέον, το φαινόμενο της κλιμάκωσης επηρεάζει όλες τις επιφάνειες, ιδιαίτερα τις κεκλιμένες και καμπύλες επιφάνειες, γεγονός που θα μπορούσε να μειώσει την ποιότητα της μορφολογίας της επιφάνειας, την ακρίβεια και την καταλληλότητα των σκελετών. Παραγωγή σκελετών με μεγαλύτερη ακρίβεια και καλύτερη λειτουργικότητα από αυτή της συμβατικής χύτευσης, είναι απαραίτητο να διεξάγεται λεπτομερής έλεγχος σε κάθε βήμα, σε όλη τη διαδικασία σχεδιασμού και ο καθορισμός των βέλτιστων παραμέτρων και της κατεύθυνσης δόμησης σε όλη τη διαδικασία CAM. Η διαδικασία χαρακτηρίζεται από υψηλούς ρυθμούς θέρμανσης και ψύξης, που οδηγούν σε λεπτόκοκκη μικροδομή του στερεοποιημένου στρώματος. Καθώς η θερμότητα

απομακρύνεται μέσω του στερεού σώματος, οι μετασχηματισμοί φάσεων εκτελούνται στα υποκείμενα στρώματα που θερμαίνονται πάνω από τις θερμοκρασίες μετάπτωσης.<sup>102</sup> Λόγω των υψηλών θερμοκρασιακών κατά τη διαδικασία SLM, δημιουργούνται υψηλές παραμένουσες τάσεις στις, οι οποίες μπορούν να προκαλέσουν επακόλουθες παραμορφώσεις. Ως εκ τούτου, τα μεταλλικά μέρη που κατασκευάζονται με SLM έχουν ανισοτροπικές μηχανικές ιδιότητες.<sup>102</sup> Τα χαρακτηριστικά αυτά καθορίζουν την ειδική μικροδομή και τις ιδιότητες των αντικειμένων, που παράγονται με SLM σε σύγκριση με εκείνα, που κατασκευάζονται με χύτευση. Παρόλο που η μεταθερμική επεξεργασία μπορεί να μειώσει αυτή την ανισοτροπία, εξαρτήματα όπως το άγκιστρο, το οποίο απαιτεί ιδιαίτερα υψηλή αντοχή στην κόπωση, θα πρέπει να κατασκευάζονται με τους διαμήκεις άξονες των βραχιόνων του αγκίστρου παράλληλους προς την κατασκευή της πλατφόρμας. Επιπλέον, η σκόπιμη προσθήκη δομών στήριξης μπορεί να βελτιώσει την αντοχή σε κόπωση του αγκίστρου, αν και απαιτείται πρόσθετη προσπάθεια για την αφαίρεσή τους όταν είναι απαραίτητο.<sup>102,127</sup> Ωστόσο, όταν η μοντελοποίηση πραγματοποιείται σε μια τέτοια γωνία, είναι απαραίτητο να γίνει κατανοητό ότι ο αριθμός των σκελετών που μπορούν να κατασκευαστούν ταυτόχρονα είναι περιορισμένος, επειδή καταλαμβάνει μεγαλύτερη επιφάνεια από ό,τι όταν κατασκευάζεται με κλίση σε σχέση με την πλατφόρμα.

Οι μικροδομές και η πυκνότητα του κράματος Co-Cr επηρεάζουν τη χημική σύνθεση και τις μηχανικές ιδιότητες ανάλογα με την τεχνική κατασκευής. Μια ανασκόπηση που αξιολογεί την επίδραση της τεχνικής κατασκευής στις ιδιότητες του κράματος Co-Cr ανέφερε υψηλότερο εσωτερικό πορώδες για τα κράματα Co-Cr με τη συμβατική τεχνική από ό,τι για εκείνα που κατασκευάστηκαν με τη τεχνική SLM ή της κοπής.<sup>127</sup> Οι διαφορές συνδέονται με τις λειτουργικές παραμέτρους στην προσθετική τεχνική, την αρχική ποιότητα του μεταλλικού μπλοκ στη μέθοδο κοπής ή την ετερογένεια και τον περιορισμό του υλικού ή την παρουσία μεγάλων δενδριτών στην τεχνική χύτευσης. Η κατανόηση της σχέσης μεταξύ των ιδιοτήτων, της τεχνικής κατασκευής και της μικροδομής του κράματος μετάλλων θα βοηθήσει στον προσδιορισμό της συμπεριφοράς των εξαρτημάτων αλλά και του μεταλλικού σκελετού των Μ.Ο. σε στοματικό περιβάλλον.<sup>102,127</sup>

Η αντοχή σε κάμψη έχει θεωρηθεί ως μία από τις πιο σημαντικές ιδιότητες, επειδή η παραμόρφωση είναι μια μη αναστρέψιμη διαδικασία. Οι Wang et al.<sup>122</sup> αξιολόγησαν την επίδραση της τεχνολογίας κοπής και SLM στο καθαρό Ti σε

σύγκριση με τη συμβατική τεχνική, αναφέροντας καλύτερα αποτελέσματα με την προσθετική τεχνική SLM, με χαμηλότερο κίνδυνο παραμόρφωσης κατά τις καθημερινές κινήσεις σύγκλεισης. Η παραμόρφωση και η μείωση της ικανότητας συγκράτησης είναι αναμενόμενη στο άκρο του αγκίστρου και στον βραχίονα ως αποτέλεσμα των επαναλαμβανόμενων κύκλων, ανεξάρτητα από την τεχνική κατασκευής. Οι αστοχίες του αγκίστρου θεωρούνται ως ο κύριος λόγος αντικατάστασης των Μ.Ο. μετά από 5 έως 6 χρόνια.<sup>107</sup>

Οι υψηλοί ρυθμοί θέρμανσης και ψύξης της σκόνης στην SLM έχουν ως αποτέλεσμα την πυκνή, συμπαγή, ομοιογενή, λεπτή και χωρίς ατέλειες μικροδομή η οποία επηρεάζει θετικά τις μηχανικές ιδιότητες του κράματος CoCr.<sup>102,107,127</sup> Χρειάζεται σύντομη διάρκεια για να ολοκληρώσει το μέταλλο τις διεργασίες τήξης-στερεοποίησης που οδηγούν στη δημιουργία λεπτών κόκκων, γεγονός που έχει ως αποτέλεσμα τη βελτίωση των τιμών της σκληρότητας και της αντοχής σε εφελκυσμό. Η σκληρότητα του κράματος CoCr εξαρτάται από το μικροδομή που σχηματίζεται κατά τη διαδικασία SLM. Όσο πιο ομοιογενής είναι η μικροδομή, τόσο πιο σκληρή είναι η επιφάνεια. Η σκληρότητα των αντικειμένων που κατασκευάζονται με τη τεχνική SLM είναι υψηλότερη λόγω της ταχείας ψύξης της λίμνης τήγματος. Η ταχεία ψύξη έχει ως αποτέλεσμα τη λεπτή κατανομή των φάσεων η οποία ευνοεί τη δημιουργία περισσότερων σημείων πυρηνοποίησης.<sup>87</sup> Παρατηρείται ότι η τιμή της σκληρότητας Vickers ποικίλλει από 400 έως 517 HV για τις διάφορες παραμέτρους SLM. Η μεταβολή της ισχύος του λέιζερ και του πάχους του στρώματος ήταν από 25 W έως 500 W και από 20 μm έως 40 μm, αντίστοιχα. Αλλά η ταχύτητα του λέιζερ μελετήθηκε σε μεγαλύτερο εύρος, η οποία κυμαίνεται από 33 mm/s έως 1500 mm/s. Η Vickers για το κράμα CoCrMo όπως έχει χυτευθεί, δόθηκε ως εξής 384,8 HV.<sup>87</sup> Η σκληρότητα Vickers για το κράμα CoCrMo που παρασκευάστηκε με SLM ήταν υψηλότερη από τα χυτά κράματα. Η ταχύτητα σάρωσης λέιζερ είναι ο παράγοντας με τη μεγαλύτερη επιρροή στην σκληρότητα του κράματος SLM CoCrMo. Η μείωση των τιμών της σκληρότητας Vickers με την αύξηση της ταχύτητας σάρωσης λέιζερ οφείλεται στο γεγονός ότι με την αύξηση της ταχύτητας σάρωσης λέιζερ, δεν υπάρχει επαρκής ένταση της ενέργειας για την τήξη της σκόνης ώστε να σχηματιστεί δεσμός σωματιδίων.<sup>87</sup> Η υψηλή ισχύς του λέιζερ έχει ως αποτέλεσμα τη σοβαρή συσσωμάτωση των σωματιδίων και υπερβολική ποσότητα σχηματισμού υγρών που προκαλεί μειωμένη σκληρότητα. Η σκληρότητα του κράματος επίσης εξαρτάται από τις στρατηγικές σάρωσης της δέσμης λέιζερ. Το λεπτό μέγεθος των κόκκων, τα

επιμήκη ιζήματα και οι κυτταρικοί δενδρίτες που λειτουργούν ως εμπόδια για την κίνηση των μετατοπίσεων έχουν ως αποτέλεσμα στις υψηλότερες τιμές αντοχή στη κόπωση<sup>113</sup> για το CoCr που κατασκευάστηκε με SLM κράματα. Οι λεπτοί κόκκοι και ο μεγάλος αριθμός κρυσταλλικών ορίων που εμποδίζουν την παρεκτόπιση έχουν ως αποτέλεσμα υψηλότερη αντοχή σε εφελκυσμό και διαρροή του σχηματισμένου με SLM CoCr κράματος.<sup>88</sup> Διάφοροι ερευνητές<sup>78,89</sup> διαπίστωσαν ότι η αντοχή σε εφελκυσμό των δοκιμών από κράμα CoCrMo που κατασκευάστηκαν με χρήση SLM ήταν υψηλότερα από εκείνα των χυτών CoCrMo κράματος. Η αντοχή σε εφελκυσμό των κραμάτων CoCr που κατασκευάζονται με SLM είναι της τάξης των 700 έως 900 MPa και 1050 έως 1300 MPa, όπως προκύπτει από διάφορους ερευνητές. Υπάρχει διακύμανση στις ιδιότητες όπως και στις αναφορές<sup>78,87</sup> χρησιμοποιήθηκαν διαφορετικές παράμετροι για την κατασκευή δοκιμών SLM. Η εργασία<sup>128</sup> χρησιμοποίησε θερμική επεξεργασία για τη βελτιστοποίηση των μηχανικών ιδιοτήτων. Το εύρος των παραμέτρων που χρησιμοποιήθηκαν από αναφορές<sup>78,89,107,127</sup> είναι η ισχύς του λέιζερ που κυμαίνεται από 50 έως 200 W, η ταχύτητα σάρωσης που κυμαίνεται από 50 έως 2000 mm/s, απόσταση πλάτφορμας που κυμαίνεται από 0,1 έως 0,14 μm και πάχος στρώματος από 20 έως 50 μm, τα οποία έδωσαν τα διαφορετικά όρια διαρροής, αντοχή σε εφελκυσμό και την ποσοστιαία επιμήκυνση των δοκιμών. Η αλλαγή των μηχανικών ιδιοτήτων του κράματος CoCr μέσω θερμικής επεξεργασίας θα μπορούσε να αποτελέσει σημαντικό στοιχείο κατά την κατασκευή οδοντικών προσθετικών υλικών. Ενώ, η αυξημένη ευθραυστότητα και σκληρότητα είναι κατάλληλες για να χρησιμεύσουν ως μεταλλική υποδομή για την εύθραυστη πορσελάνη κατά την κατασκευή μεταλλοκεραμικών προσθέσεων, μειώνουν την ευελιξία και την επιμήκυνση του αγκίστρου κατά το σχεδιασμό μιας κινητής μερικής οδοντοστοιχίας και μπορεί να την καταστήσει ευάλωτη στη παραμόρφωση και θραύση λόγω τοποθέτησης ή αφαίρεσής της. Γι' αυτό τα στάδια και η επεξεργασία που θα χρησιμοποιήσει ένας Οδοντικός Τεχνολόγος είναι πολύ σημαντικά για την κατασκευή καθώς θα πρέπει να αλλάζει τις παραμέτρους με βάση την εργασία που θέλει να κατασκευάσει<sup>95</sup>.

Η επιφανειακή τραχύτητα είναι ένας σημαντικός παράγοντας που πρέπει να λαμβάνεται υπόψη κατά την ανάλυση των επιφανειών των υλικών, καθώς έχει άμεσο αντίκτυπο στις οπτικές και μηχανικές δυνατότητες των υλικών και σχετίζεται επίσης με τη βιοσυμβατότητά τους. Μια λεία επιφάνεια ενός σκελετού Μ.Ο. είναι κρίσιμη για την ελαχιστοποίηση της κατακράτησης επιβλαβών βακτηρίων, η οποία

μπορεί να συμβάλει στην αύξηση των στοματικών ασθενειών και στην επιτάχυνση της διάβρωσης<sup>132</sup>.

Σύμφωνα με μελέτες που διερεύνησαν την επιφανειακή τραχύτητα των σκελετών Μ.Ο. που κατασκευάζονται από κράματα Co-Cr, CP Ti ή τιτανίου με SLM, η επιφανειακή τραχύτητα της SLM ήταν κατώτερη από εκείνη της μεθόδου χύτευσης<sup>50,89,103,104</sup>, εκτός από μία μελέτη[78]. Η επιφανειακή τραχύτητα του σκελετού SLM επηρεάστηκε από το "φαινόμενο σκαλοπατιών", το οποίο αποτελεί τυπικό μειονέκτημα των προσθετικών κατασκευών. Η επιφάνεια τραχύτητα (Ra) ήταν η χαμηλότερη όταν η επιφάνεια ήταν παράλληλη με το κατεύθυνση κατασκευής<sup>50,89,97</sup>. Η επιφανειακή τραχύτητα του δείγματος που κατασκευάστηκε με την υβριδική επεξεργασία (SLM και κοπή) ήταν ανώτερη από εκείνη της χύτευσης ή της SLM<sup>103,104</sup>. Βιβλιογραφική ανασκόπηση κατέληξε στο συμπέρασμα ότι η επιφανειακή τραχύτητα (Ra) του σκελετού Co-Cr που κατασκευάστηκε με SLM ήταν σημαντικά υψηλότερη από εκείνη που παράγεται με τη μέθοδο χύτευσης<sup>127</sup>. Ωστόσο, δεν υπήρχε σημαντική διαφορά στη παράμετρο Ra του βραχίονα του αγκίστρου. Επιπλέον, το Ra των βραχιόνων και των στηριγμάτων που παρήχθησαν με υβριδική επεξεργασία (SLM και κοπή) ήταν σημαντικά χαμηλότερα από ό,τι της συμβατικής χύτευσης. Η υψηλότερη επιφανειακή τραχύτητα της ομάδας SLM ήταν σύμφωνη με τη μελέτη των Salim και συν (2022) οι οποίοι ανέφεραν την υψηλή επιφανειακή τραχύτητα<sup>76</sup>. Διαφορετικοί παράγοντες και παράμετροι της διαδικασίας επηρεάζουν την επιφανειακή τραχύτητα των εξαρτημάτων SLM, συμπεριλαμβανομένου του μεγέθους των κόκκων των σωματιδίων σκόνης, του πάχους στρώματος, της γωνίας τοιχώματος και του μεγέθους της λίμνης τήγματος, το οποίο μπορεί να μην ήταν ιδανικό στην παρούσα μελέτη.<sup>132</sup>

Η διαδικασία με βελτιστοποιημένες συνθήκες μπορεί να εγγυηθεί κατασκευές με πυκνότητα μεγαλύτερη από 99% και συγκριτικά χαμηλή τραχύτητα. Αλλά συνολικά, η επιφανειακή τραχύτητα των κραμάτων Co-Cr με SLM είναι υψηλότερη από τα κράματα, που χυτεύονται συμβατικά ή με τρισδιάστατα εκτυπωμένα πρότυπα, λόγω των ιδιαίτερων χαρακτηριστικών της διαδικασίας κατασκευής και της χρήσης μεταλλικής σκόνης ως πρώτης ύλης. Αναμενόταν ότι η υψηλότερη επιφανειακή τραχύτητα θα μπορούσε να μειώσει την ακρίβεια διαστάσεων και τοποθέτησης και να προωθήσει την υψηλότερη αντοχή πρόσφυσης της επίστρωσης πορσελάνης. Όμως, η παρούσα ανασκόπηση δείχνει ότι η ακρίβεια διαστάσεων των λεπτομερειών SLM είναι υψηλότερη από τα χυτά δείγματα και η ακρίβεια

τοποθέτησης είναι βελτιωμένη ή κλινικά αποδεκτή, πιθανότατα λόγω της φύσης CAD/CAM της διαδικασίας κατασκευής, η οποία επιτρέπει επιπλέον υψηλή επαναληψιμότητα. Τα οδοντιατρικά κράματα Co-Cr, που κατασκευάζονται με SLM, συμμορφώνονται με τα πρότυπα και τις απαιτήσεις όσον αφορά την ακρίβεια διαστάσεων και τοποθέτησης, καθώς και τις ιδιότητες αντοχής και των μηχανικών ιδιοτήτων και μπορούν να χρησιμοποιηθούν με επιτυχία στην παραγωγή οδοντιατρικών κατασκευών.<sup>102</sup>

## Συμπεράσματα

- 1) Η μικροδομή ενός κράματος Co-Cr με την τεχνική χύτευσης είναι δενδριτική, ενώ η μικροδομή που δημιουργήθηκε με την τεχνική SLM είναι ομοιογενής και μικρόκοκκη ως προς το μέγεθος των κόκκων και είναι τυπική για τις τεχνολογίες προσθετικής κατασκευής.
- 2) Στην τεχνική χύτευσης και στην τεχνική SLM υπάρχει στα κράματα Co-Cr η κυβική φάση ( $\gamma$ ) του Co-Cr και η εξαγωνική φάση ( $\epsilon$ ).
- 3) Η ταχύτητα σάρωσης με λέιζερ είναι μία από τις σημαντικότερες παραμέτρους της ογκομετρικής ενεργειακής πυκνότητας, η οποία επηρεάζει την πυκνότητα του υλικού.
- 4) Η υψηλότερη αντοχή των κατασκευών με τη τεχνική SLM, σε σύγκριση με την συμβατική τεχνική, μπορεί να αποδοθεί στη λεπτότερη μικροδομή που αναπτύχθηκε κατά την τοπική τήξη και την ταχεία στερεοποίηση, καθώς και στη μεταβαλλόμενη αναλογία των φάσεων  $\gamma$ -Co και  $\epsilon$ -Co. Η μικρόκοκκη δομή προκαλεί τη δημιουργία πυκνότερου πλέγματος των ορίων των κόκκων, τα οποία έχει αποδειχθεί ότι λειτουργούν σαν παρεμποδιστές των μετατοπίσεων ακμής μέσα στη δομή του κράματος, με αποτέλεσμα τη βελτίωση των μηχανικών ιδιοτήτων.
- 5) Η σκληρότητα των κραμάτων CoCr που σχηματίστηκαν με SLM είναι κοντά στο εύρος 400 έως 520 HV σε σύγκριση με το χυτό κράμα το οποίο είναι μεταξύ 300 και 400 HV. Η ταχύτητα σάρωσης με λέιζερ είναι ο παράγοντας με τη μεγαλύτερη επιρροή στη σκληρότητα των κραμάτων CoCr που σχηματίζονται με SLM. Η σκληρότητα μειώνεται με την αύξηση της ταχύτητας σάρωσης λέιζερ, καθώς δεν υπάρχει επαρκής ένταση ενέργειας για την τήξη των σωματιδίων της σκόνης.
- 6) Η τελική αντοχή σε εφελκυσμό και το όριο διαρροής των κραμάτων CoCr που κατασκευάζονται με SLM είναι της τάξης των 1050 έως 1300 MPa και 700 έως 900 MPa, αντίστοιχα, με βάση τις διάφορες μηχανές και τις παραμέτρους τους.
- 7) Η διαδικασία διαστρωμάτωσης με την τεχνική SLM προκαλεί ανομοιογενείς δομές και συσσώρευση τάσεων, οι οποίες επηρεάζουν τις μηχανικές ιδιότητες αλλά εξαλείφονται με τη θερμική επεξεργασία, καθώς χρησιμοποιείται για την ομογενοποίηση των μικροδομών.



- 8) Η θερμική κατεργασία στους 1150°C βοηθά σε μια ομοιογενή δομή και εξαλείφει το πρόβλημα της ανισοτροπίας των μηχανικών ιδιοτήτων.
- 9) Η επιφάνεια των σκελετών M.O. εμφανίζει μεγαλύτερη τραχύτητα συγκριτικά με τη τεχνική χύτευσης λόγω του φαινομένου της κλιμακας (staircase effect) , με τη κατάλληλη επεξεργασία όμως απαλείφεται.
- 10) Η τεχνική SLM δεν εμφανίζει διαφορά με τη συμβατική τεχνική χύτευσης στην ακρίβεια των σκελετών MO.
- 11) Οι σκελετοί M.O. κατασκευασμένοι με τη τεχνική SLM εμφανίζουν καλύτερη συμπεριφορά ως προς τη βιοσυμβατότητα συγκριτικά με τη τεχνική χύτευσης.
- 12) Οι δομές SLM έχουν ηλεκτροχημικές ιδιότητες συγκρίσιμες με αυτές των χυτών δομών ή ελαφρώς καλύτερες.
- 12) Τα δοκίμια που κατασκευάστηκαν με την υβριδική μέθοδο δηλαδή κατασκευή σκελετού με κράμα CoCr με τη τεχνική SLM και κατόπιν λειάνθηκαν με τη μέθοδο της κοπής έδειξαν ομαλότερη επιφάνεια ως προς την τραχύτητα συγκριτικά με την ομάδα που κατασκευάστηκε με τη τεχνική SLM και η λείανση έγινε με τον συμβατικό τρόπο. Η υβριδική μέθοδος είναι μία πολλά υποσχόμενη μέθοδος ιδιαίτερα όσον αφορά την τελική επεξεργασία των κατασκευών με SLM.

## 8. Προτάσεις για μελλοντική έρευνα

- Επιπλέον διερεύνηση της επίδρασης της θερμικής επεξεργασίας και των παραμέτρων εκτύπωσης των κραμάτων CoCr με τη τεχνική SLM, στις ηλεκτροχημικές ιδιότητες και την διάβρωση, μετά από δοκιμασία κόπωσης των μεταλλικών σκελετών σε προσομοίωση των συνθηκών της στοματικής κοιλότητας.
- Σύμφωνα με τη διεθνή βιβλιογραφία η τραχύτητα της επιφάνειας παίζει καθοριστικό ρόλο στην αντοχή και τις μηχανικές ιδιότητες, αλλά και στην αποφυγή πιθανών προβλημάτων βιολογικής φύσης. Ως εκ τούτου, η χρήση κατάλληλων επεμβάσεων μετά την τελική επεξεργασία για οδοντικές προθέσεις είναι πολύ σημαντική. Επιπλέον έρευνα πρέπει να γίνει ώστε να περιοριστεί η ανάγκη χειρωνακτικής επεξεργασίας κατά την τελική επεξεργασία των κατασκευών και έτσι να περιοριστεί η πιθανότητα αλλοίωσης των μηχανικών τους ιδιοτήτων.
- Επιπλέον έρευνα πρέπει να γίνει με στόχο την ανάπτυξη ενός όσο το δυνατόν πιο βιομηχανικού τρόπου στίλβωσης των προσθετικών εργασιών, όπου η πίεση των στίλβωτικών μικροεργαλείων και ο χρόνος τροχίσματος να είναι όσο το δυνατόν ελεγχόμενα.
- Είναι βιβλιογραφικά γνωστό ότι υπάρχει χαμηλή αντοχή των ορίων λιωμένης δεξαμενής (Molten Pool Boundaries –MPBs) σε σύγκριση με εκείνη των ορίων των κόκκων (Grain Boundaries-GBs), δεδομένου ότι η ολίσθηση - παραμόρφωση των κρυσταλλικών επιπέδων συμβαίνει κατά προτίμηση κατά μήκος των ορίων λιωμένης δεξαμενής (MPBs). Επιπλέον έρευνα είναι αναγκαία ώστε να αναπτυχθεί ο καλύτερος δυνατόν συνδυασμός παραμέτρων της μεθόδου SLM (μέγεθος δέσμης, ταχύτητα σάρωσης, στρατηγική σάρωσης), με σκοπό τον περιορισμό της έκτασης των MPBs και την πιο συνεκτική διευθέτησή τους.
- Μελέτη της επίδρασης των παραμέτρων εκτύπωσης στις φυσικές, μηχανικές και ηλεκτροχημικές ιδιότητες κραμάτων CoCr κατασκευασμένων με τη μέθοδο SLM.
- Διερεύνηση της επίδρασης της διαδικασίας ανόπτησης (annealing procedure) στις φυσικές, μηχανικές και ηλεκτροχημικές ιδιότητες κραμάτων CoCr κατασκευασμένων με τη μέθοδο SLM.

- Μελέτη εσωτερικής εφαρμογής μερικών οδοντοστοιχιών κραμάτων CoCr κατασκευασμένων με τη μέθοδο SLM.
- Έλεγχος με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων των σημείων φόρτισης των μερικών οδοντοστοιχιών μετά από εφαρμογή επαναλαμβανόμενων κύκλων φόρτισης και προτάσεις του κατάλληλου ψηφιακού σχεδιασμού (για καλύτερη αντοχή).

## Βιβλιογραφία

- 1) Chang TL, Orellana D and Beumer III J. Kratochvil's Fundamentals of removable partial denture. Quintessence Publishing Co, Inc, USA; 2019:30-60.
- 2) Κωτσιομούτη Ε. Προσθετική αποκατάσταση με κινητές μερικές οδοντοστοιχίες – διάγνωση, σχεδιασμός, κατασκευή, παρακολούθηση. Εκδόσεις Κάλλιπος; Αθήνα 2015:15-93.
- 3) Carr AB, Brown DT, McCracken WL. McCracken's Removable Partial Prosthodontics. 12th ed. St. Louis: Elsevier Mosby; 2011:32-74.
- 4) Γιαννικάκης Σ. Μερική οδοντοστοιχία. Κινητή Προσθετική II. Σημειώσεις Ανοιχτά Ακαδημαϊκά Μαθήματα Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής. Τμήμα Βοϊατρικών Επιστημών. Τομέας Οδοντικής Τεχνολογίας. Πανεπιστήμιο Δυτικής Αττικής. Αθήνα 2018.
- 5) Προμπονάς Α. Ψηφιακή Οδοντική Τεχνολογία. Σημειώσεις Μεταπτυχιακού προγράμματος. Τμήμα Βοϊατρικών Επιστημών. Τομέας Οδοντικής Τεχνολογίας. Πανεπιστήμιο Δυτικής Αττικής. Αθήνα 2015.
- 6) Akl MA and Stendahl CG. Removable partial dentures frameworks in the age of digital dentistry: A review of the literature. Prosthesis 2022; 4:184-201.
- 7) Kang HG. Dental Co-Cr alloys fabricated by selective laser melting: A review article. J Korean Acad Prosthodont 2021;59:248-60.
- 8) Okamoto H. Supplemental literature review of binary phase diagrams: Ag-Yb, Al-Co, Al-I, Co-Cr, Cs-Te, In-Sr, Mg-Tl, Mn-Pd, Mo-O, Mo-Re, Ni-Os, and V-Zr. J. Phase Equilib. Diffus. 2016;37:726–737.
- 9) Εμμανουηλίδου Σ. Συμπεριφορά σε διάβρωση κράματος Co-Cr-Mo που παρασκευάστηκε με τη τεχνική soft-milling. Μεταπτυχιακή Διπλωματική Εργασία. Ιωάννινα, 2023.
- 10) Λάμπρου Ι. Παραγωγή κραμάτων χρωμίου-κοβαλτίου μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης για οδοντιατρικές εφαρμογές. Μεταπτυχιακή Διπλωματική Εργασία. Αθήνα 2021.
- 11) Narushima T, Mineta S, Kurihara Y and Ueda K. Precipitates in Biomedical Co-Cr alloys. JOM 2013; 65:489-584.

- 12) Revilla-Leon M and Ozcan M. Additive manufacturing technologies used for 3D metal printing in dentistry. *Oral Health Rep* 2017;4:201-208.
- 13) Alageel O. Optimization of removable partial dentures using digital technologies. Thesis. Canada 2019: Pp. 1-130.
- 14) Torabi K, Farjood E and Hamedani S. Rapid prototyping technologies and their applications in prosthodontics, a review of literature. *J Dent Shiraz Univ Med Sci.* 2015; 16:1-9
- 15) Bilgin MS, Baytaroğlu EN, Erdem A, Dilber E: A review of computer-aided design/computer-aided manufacture techniques for removable denture fabrication. *Eur J Dent* 2016; 10:286-291.
- 16) Abduo J, Lyons K, Bennamoun M. Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. *Int J Dent.* 2014; 783948:1–15.
- 17) Van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater* 2012; 28:3-12
- 18) Suzuki Y, Shimizu S, Waki T, Shimpo H and Ohkubo C. Laboratory efficiency of additive manufacturing for removable denture frameworks: A literature-based review. *Dent Mater J* 2021;40:265-271.
- 19) Villias A, Karkazis H, Yannikakkis S, Theocharopoulos A, Sykaras N and Polyzois G. Current status of digital complete dentures technology. *Prosthesis* 2021; 3:229-244.
- 20) Alageel O. Three-dimensional printing technologies for dental prosthesis: a review. *Rapid Prototyping J* 2022; 28:1764-1778.
- 21) Schweiger J, Edelhoff D and Guth JF. 3D printing in digital prosthetic Dentistry: An overview of recent developments in additive manufacturing. *J. Clin.Med.* 2021;10:1-24.
- 22) Lin L, Fang Y, Chen G, Gao C and Zhu P. 3D Printing and Digital Processing Techniques in Dentistry: A Review of Literature. *Adv. Eng. Mater* 2019;1-28.
- 23) Alammam A, Kois JC, Revilla-Leon M and Att W. Additive Manufacturing technologies: Current status and future perspectives. *J of Prosthodont* 2022; 31:4-12.

- 24) Tigmeanu CV, Ardelean LC, Rusu LC and Negrutiu ML. Additive manufactured polymers in Dentistry, current state-of-the-art and future perspectives-A review. *Polymers* 2022;14:1-24.
- 25) Da Costa LPG, Zamalloa SID, Alves FAM, Spigolon R, Mano LY, Costa C and Mazzo A. 3D printers in dentistry: a review of additive manufacturing techniques and materials. *Clin Lab Res Den* 2021:1-10.
- 26) Singh R, Gupta A, Tripathi O, Srivastava S, Singh B, Awasthi A, Rajput S.K., Sonia P, Singhal P and Saxena K. Powder bed fusion in additive manufacturing: An overview. *Materials Today* 2020; 26:3058-3070.
- 27) Nouri A, Shirvan AR, Li Y and Wen C. Additive manufacturing of metallic and polymeric load-bearing biomaterials using laser powder bed fusion: A review. *Journal of Materials Science & Technology* 94;2021:196–215.
- 28) Ali H MD, Sabyrov N and Shehab E. Powder bed fusion-laser melting (PBF-LM) process: latest review of materials, process parameter optimization, application, and up-to-date innovative technologies. *Progress in Additive Manufacturing* 2022;7:1395-1422.
- 29) Sommer D, Götzendorfer B, Esen C, and Hellmann R. Design Rules for Hybrid Additive Manufacturing Combining Selective Laser Melting and Micromilling. *Materials*; 2021:14:1-23.
- 30) Kattadiyil M.T., Mursic Z, AlRumaih H, and Goodacre CJ. Intraoral scanning of hard and soft tissues for partial removable dental prosthesis fabrication. *J Prosthet Dent* 2014;112:444-448.
- 31) Körner C. Additive manufacturing of metallic components by selective electron beam melting a review. *International Materials Reviews* 2016; 61:361-377.
- 32) Gomes da Costa LP, Diaz Zamalloa SI, Alves FAM, Spigolon R, Mano LY, Costa C and Mazzo A. 3D printers in dentistry: a review of additive manufacturing techniques and materials. *Clin Lab Res Dent* 2021:1-10.
- 33) Koutsoukis T, Zinelis S, Eliades G, Al-Wazzan K, Al Rifaiy M and Al Jabbari Y. Selective laser melting technique of Co-Cr dental alloys: A review of structure and properties and comparative analysis with other available techniques. *J Prosthodont* 2015;24:303-312.

- 34) Revilla-Leon M, Meyer MJ and Ozcan M. Metal additive manufacturing technologies: literature review of current status and prosthodontics applications. *Int J Comput Dent* 2019;22:55-67.
- 35) Konieczny B, Szczesio-Wlodarczyk A, Sokolowski J, Bociog K: Challenges of Co-Cr Alloy additive manufacturing methods in dentistry- the current state of knowledge (systematic review). *Materials* 2020;13:1-15.
- 36) Singh R, Singh S and Hashmi MSJ. Implant materials and their processing technologies. Reference Module in Materials Science and Materials Engineering 2016;1-31.
- 37) Kim H, Lin Y and Tseng TLB. A review on quality control in additive manufacturing. *Rapid Prototyping J.* 2018;24:546-669.
- 38) Dowling L, J. Kennedy, S. O'Shaughnessy, D. Trimble: A review of critical repeatability and reproducibility issues in powder bed fusion. *Materials and Design* 2020;186:1-18.
- 39) Tian Y, Chen C, Xu X, Wang J, Hou X, Li K, Lu X, Shi H, Lee ES and Jiang HB. A review of 3d printing in dentistry: technologies, affecting factors, and applications. *Scanning* 2021:1-19.
- 40) Revilla-Leon M and Ozcan M. Additive manufacturing technologies used for processing polymers: Current status and potential application in prosthetic dentistry. *J of Prosthodont* 2019;28:146-158.
- 41) Snosi AM, Lotfy SM, Thabet YG, Sabet ME and Rizk FN. Subtractive versus additive indirect manufacturing techniques of digitally designed partial dentures. *J Adv Prosthodont* 2021;13:327-32.
- 42) Muehleman E and Özcan M. Accuracy of Removable Partial Denture Frameworks Fabricated Using Conventional and Digital Technologies. *Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent.* 2022;30:76-86.
- 43) Tasaka A, Okano H, Shimizu T, Kato Y, Higuchi S and Yamashita S. Influence of reinforcement bar on accuracy of removable partial denture framework fabricated by casting with a 3D-printed pattern and selective laser sintering. *J. Prosthodont. Res.* 2021;65:213–218.
- 44) Soltanzadeh P, Suprono MS, Kattadiyil MT, Goodacre C, Gregorius W: An in vitro investigation of accuracy and fit of conventional and

- CAD/CAM removable partial denture frameworks. *J Prosthodont* 2019; 28:547-555.
- 45) Arnold, C.; Hey, J.; Schweyen, R.; Setz, J.M. Accuracy of CAD-CAM-fabricated removable partial dentures. *J. Prosthet. Dent.* 2018;119: 586–592.
  - 46) Jang, K.S.; Youn, S.J.; Kim, Y.S. Comparison of castability and surface roughness of commercially pure titanium and cobalt-chromium denture frameworks. *J. Prosthet. Dent.* 2001;86:93–98.
  - 47) Ohkubo, C.; Hosoi, T.; Ford, J.P.; Watanabe, I. Effect of surface reaction layer on grindability of cast titanium alloys. *Dent. Mater.* 2006; 22:268–274.
  - 48) Frazier, W.E. Metal additive manufacturing: A review. *J. Mater. Eng. Perform.* 2014;23:1917–1928.
  - 49) Tan FB, Song JL, Wang C, Fan YB and Dai HW. Titanium clasp fabricated by selective laser melting, CNC milling, and conventional casting: A comparative in vitro study. *J. Prosthodont. Res.* 2019;63:58–65.
  - 50) Takahashi K, Torii M, Nakata T, Kawamura N, Shimpo H and Ohkubo C. Fitness accuracy and retentive forces of additive manufactured titanium clasp. *J. Prosthodont. Res.* 2020;64:468–477.
  - 51) Schiertz O, Schmol L, Hahnel S and Rauch A. Polyoxymethylene as material for removable partial dentures-A literature review and illustrating case report. *J. Clin. Med.* 2021;10:1-8.
  - 52) Polychronakis N, Lagouvardos P, Polyzois Gr, Sykaras N and Zoidis P. Color changes of polyetheretherketone (PEEK) and polyoxymethelene (POM) denture resins on single and combined staining/cleansing action by CIELab and CIEDE2000 formulas. *J of Prosthodont Res* 2020;64: 159-166.
  - 53) Smith, Vernon L. “An Experimental Study of Competitive Market Behavior.” *Journal of Political Economy*, 1962: 111-137.
  - 54) Meenakshi, A.; Gupta, R.; Bharti, V.; Sriramaprabu, G.; Prabhakar, R. An evaluation of retentive ability and deformation of acetal resin and cobalt-chromium clasps. *J. Clin. Diagn. Res.* 2016;10:ZC37–ZC41.



- 55) Fitton, J.S.; Davies, E.H.; Howlett, J.A.; Pearson, G. The physical properties of a polyacetal denture resin. *Clin. Mater.* 1994;17:125–129.
- 56) Vojdani M and Giti R. Polyamide as a denture base material: A literature Review. *J Dent Shiraz Univ Med Sci* 2015;16:1-9.
- 57) Spintzyk S, Schmunk R, Fernadez PK, Huettig F and Unkovsky A. 3D printing polyamide to fabricate a non-metal clasp removable partial denture via fused filament fabrication: A case report. *Int. J. Environ. Res. Public Health* 2021;18:1-6.
- 58) Takabayashi, Y. Characteristics of denture thermoplastic resins for non-metal clasp dentures. *Dent. Mater.* 2010;29:353–361.
- 59) Wadachi, J.; Sato, M.; Igarashi, Y. Evaluation of the rigidity of dentures made of injection-molded materials. *Dent. Mater.* 2013;32:508–511.
- 60) Marie, A.; Keeling, A.; Hyde, T.P.; Nattress, B.R.; Pavitt, S.; Murphy, R.J.; Shary, T.J.; Dillon, S.; Osnes, C.; Wood, D.J. Deformation and retentive force following in vitro cyclic fatigue of cobalt-chrome and aryl ketone polymer (AKP) clasps. *Dent. Mater.* 2019;5:e113–e121.
- 61) Gentz, F.I.; Brooks, D.I.; Liacouras, P.C.; Petrich, A.; Hamlin, C.M.; Ellert, D.O.; Ye, L. Retentive forces of removable partial denture clasp assemblies made from polyaryletherketone and cobalt-chromium: A comparative study. *J. Prosthodont.* 2022;31:299-304.
- 62) Lumkemann N, Eichberger M, Murphy RJ and Stawarczyl B. Suitability of the new aryl-ketone-polymer indicated for removable partial denturesα: Analysis of elastic properties and bond strength to denture resin. *Dent Mater J.* 2020;39:539-546.
- 63) Martin, C.; Purevdorj-Gage, L.; Li, W.; Shary, T.J.; Yang, B.; Murphy, R.J.; Wu, C.D. In vitro biofilm formation on aryl ketone polymer (AKP), a new denture material, compared with that on three traditional dental denture materials. *Int. J. Dent.* 2021;1-8.
- 64) Tribst JPM, Dal Piva AM, Souto Borges AL, Araujo RM, Da Silva JM, Bottino MA, Kleverlaan CJ and de Jager N. Effect of different materials and undercut on the removal force and stress distribution in circumferential clasps during direct retainer action in removable partial dentures. *Dent Mater* 2020;36:179-186.

- 65) Reda R, Zanza A, De Biase A, Testarelli L and Di Nardo D. Applications and clinical behavior of BioHPP in prosthetic dentistry: A short review. *J.Compos. Sci.* 2022 ;6:1-14.
- 66) Peng, T.Y.; Ogawa, Y.; Akebono, H.; Iwaguro, S.; Sugeta, A.; Shimoe, S. Finite-element analysis and optimization of the mechanical properties of polyetheretherketone (PEEK) clasps for removable partial dentures. *J. Prosthodont. Res.* 2020;64:250–256.
- 67) Chen, X.; Mao, B.; Zhu, Z.; Yu, J.; Lu, Y.; Zhang, Q.; Yue, L.; Yu, H. A three-dimensional finite element analysis of mechanical function for 4 removable partial denture designs with 3 framework materials: CoCr, Ti-6Al-4V alloy and PEEK. *Sci. Rep.* 2019;9:1-10.
- 68) Papathanasiou I, Kamposiora Ph, Papavasiliou G and Ferrari M. The use of PEEK in digital prosthodontics: A narrative review. *BMC Oral Health* 2020;20:1-11.
- 69) Tonelli L, Fortunato A and Ceschini L. CoCr alloy processed by Selective Laser Melting (SLM): effect of Laser Energy Density on microstructure, surface morphology, and hardness. *Journal of Manufacturing Processes* 52;2020:106–119.
- 70) Yager S, Ma J, Ozcan H, Kilinc HI, Elwany A, Karaman I: Mechanical properties and microstructure of removable partial denture clasps manufactured using selective laser melting. *Addit Manuf* 2015;8:117-123.
- 71) Alifui-Segbaya F, Williams RJ, George R: Additive manufacturing: A novel method for fabricating cobalt-chromium removable partial denture frameworks. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2017;25:73-78.
- 72) Kim HR, Kim YK, Son JS, Min BK, Kim KH, Kwon TY: Comparison of in vitro biocompatibility of a Co-Cr dental alloy produced by new milling/post-sintering or traditional casting technique. *Mater Lett* 2016; 178:300-303.
- 73) Kim HR, Jang SH, Kim YK, Son JS, Min BK, Kim KH and Kwon TY. Microstructures and mechanical properties of Co-Cr dental alloys fabricated by three CAD/CAM-based processing techniques. *Materials* 2016;9:1-14.

- 74) Fu W, Liu S, Jiao J, Xie Z, Huang X, Lu Y, Liu H, Hu S, Zuo E, Kou N and Ma G. Wear resistance and biocompatibility of Co-Cr dental alloys fabricated with cast and SLM techniques. *Materials* 2022;15:1-15.
- 75) Dolgov N, Dikova T, Dzhenov D, Pavlova D. Simov M: Mechanical properties of dental Co-Cr alloys fabricated via casting and selective laser melting. *Mater Sci Nonequilib Phase Transform* 2016;2:29-33.
- 76) Salim S, Salleh NM, Zanul Z, Yunus N, Rahmat R and Ibrahim N. Physicomechanical properties of cobalt-chromium removable partial denture palatal major connectors fabricated by selective laser melting. *J Prosthet Dent*. 2022;128:e1-e7.
- 77) Wang YH, Qiu FF, Wu WQ, Cheng H: The effect of recasting on microstructure of dental ceramic alloys. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue* 2018;27:585-590.
- 78) Wu L, Zhu H, Gai X and Wang Y. Evaluation of the mechanical properties and porcelain bond strength of cobalt-chromium dental alloy fabricated by selective laser melting. *J Prosthet Dent* 2014;111:51-55.
- 79) Wu M, Dong X, Qu Y, Yan J and Li N. Analysis of microstructure and fatigue of cast versus selective laser-melted dental Co-Cr alloy. *J Prosthet Dent* 2022;128:e1-e7.
- 80) Wei W, Zhou Y, Liu W, Li N, Jan J and Li H. Microstructural characterization, mechanical properties, and corrosion resistance of dental Co-Cr-Mo-W alloys manufactured by selective laser melting. *JMEPEG* 2018;27:5312-5320.
- 81) Yan X, Xu YX, Wu Y and Lin H. Effects of heat treatment on metallic-ceramic combination of selective-laser-melted cobalt-chromium alloy. *J Prosthet Dent* 2018;120:e1-e6.
- 82) Zhou Y, Li N, Yan J, Zeng Q: Comparative analysis of the microstructures and mechanical properties of Co-Cr dental alloys fabricated by different methods. *J Prosthet Dent* 2018;120:617-623.
- 83) Stamenkovic D, Popovic M, Rudolf R, Zrilic M, Raic K, Duricic KO and Stamenkovic D. Comparative study of the microstructure and properties of the cast-fabricated and 3D-printed laser-sintered Co-Cr alloys for removable partial denture frameworks. *Materials* 2023;16:1-13.

- 84) Hong JK, Kim SK, Heo SJ and Koak JY. Mechanical properties and metal-ceramic bond strength of Co-Cr alloy manufactured by selective laser melting. *Materials* 2020;13:1-15.
- 85) Dong X, Zhou Y, Sun Q, Qu Y, Shi H, Liu W, Peng H, Zhang B, Xu S, Yan J and Li N. Fatigue behavior of biomedical Co-Cr-Mo-W alloy fabricated by selective laser melting. *Materials Science & Engineering A* 2020;795:1-9.
- 86) Dimitriadis K, Foteinidis G, Kosarli M, Moschovas D, Paipetis AS and Agathopoulos S. Microstructure and mechanical properties of Co-Cr alloy fabricated by selective laser melting technology for removable partial denture frameworks. *JMEPEG* 2022;32:8637–8646.
- 87) Saini J.S, Dowling L, Trimble D and Singh D. Mechanical properties of selective laser melted CoCr alloys: A review. *JMEPEG* 2021;30:8700-8714.
- 88) Song C, Zhang M, Yang Y, Wang D and Jia-Kuo Y. Morphology and properties of CoCrMo parts fabricated by selective laser melting. *Materials Science & Engineering A* 2018;713:206-213.
- 89) Kajima Y, Takaichi A, Nakamoto T, Kimura T, Yogo Y, Ashida M, Doi H, Nomura N, Takahashi H, Hanawa T, Wakabayashi N: Fatigue strength of Co-Cr-Mo alloy clasps prepared by selective laser melting. *J Mech Behav Biomed Mater* 2016;59:446-458.
- 90) Alexandrino LD, Antunes LHM, Munhoz ALJ, Filho APR and Da Silva WJ. Mechanical and surface properties of Co-Cr alloy produced by additive manufacturing removable partial denture frameworks. *J Prosthet Dent* 2023;130:780-785.
- 91) AlMangour B, Luqman M, Grzesiak D, Al-Harbi H and Ijaz F. Effect of processing parameters on the microstructure and mechanical properties of Co-Cr-Mo alloy fabricated by selective laser melting. *Materials Science & Engineering* 2020;792:1-10.
- 92) Zhang B, Li Y and Bai Q. Defect formation mechanisms in selective laser melting: A review. *Chin. J.Mech. Eng.* 2017;30:515-527.
- 93) Chowdhury S, Yadaiah N, Prakash C, Ramakrishna S, Dixit S, Gupta LR and Buddhi D. Laser powder bed fusion: a state-of-the-art review of

- the technology, materials, properties & defects, and numerical modeling. *J of Mater Res and Techn* 2022;20:2109-2172.
- 94) Zhou Y, Sun Q, Dong X, Li N, Shen ZJ, Zhong Y, Eriksson M, Yan J, Xu S, Xin C: Microstructure evolution and mechanical properties improvement of selective laser melted Co-Cr biomedical alloys during subsequent heat treatments. *J Alloys Compd* 2020;840:1-11.
- 95) Ko KH, Kang HG, Huh YH, Park CJ and Cho LR. Effects of heat treatment on the microstructure, residual stress, and mechanical properties of Co-Cr alloy fabricated by selective laser melting. *J of Mech Behav of Biomed Mater* 2022;126:1-11.
- 96) Lee WF, Wang JC, Hsu CY and Peng PW. Microstructure, mechanical properties, and retentive forces of cobalt-chromium removable partial denture frameworks fabricated by selective laser melting followed by heat treatment. *J Prosthet Dent* 2022;127:115-121.
- 97) Kittikundecha N, Kajima Y, Takaichi A, Cho HH, Htat HL, Doi H, Takahashi H, Hanawa T, Wakabayashi N: Fatigue properties of removable partial denture clasps fabricated by selective laser melting followed by heat treatment. *J Mech Behav Biomed Mater* 2019;98:79-89.
- 98) Hitzler L, Alifui-Segbaya F, Williams P, Heine B, Heitzmann M, Hall W, Merkel M, Öchsner A: Additive manufacturing of cobalt-based dental alloys: analysis of microstructure and physicomechanical properties. *Adv Mater Sci Eng* 2018;2018:1-12.
- 99) Takaichi A, Kajima Y, Kittikundecha N, Htat HL, Cho HHW, Hanawa T, Yoneyama T and Wakabayash N. Effect of heat treatment on the anisotropic microstructural and mechanical properties of Co–Cr–Mo alloys produced by selective laser melting. *J of Mech Behav of Biomed Mater* 2020;102:1-12.
- 100) Padros R, Punset M, Molmeneu M, Brizuela A, Herrero-Climent M, Ruperez E and Gil GJ. Mechanical properties of CoCr dental prosthesis restorations made by three manufacturing processes. Influence of the microstructure and topography. *Metals* 2020;10:1-18.

- 101) Xie W, Zheng M, Wang J and Li X. The effect of build orientation on the microstructure and properties of selective laser melting Ti-6Al-4V for removable partial denture clasps. *J Prosthet Dent* 2020;123:163-72.
- 102) Dikova T: Properties of Co-Cr dental alloys fabricated using additive technologies. *Biomaterials in Regenerative Medicine*. Intechopen publication. 2018:141-159.
- 103) Nakata T, Shimpo H and Ohkubo C. Clasp fabrication using one-process molding by repeated laser sintering and high-speed milling. *J Prosthodont Res* 2017;61:276-282.
- 104) Torii M, Nakata T, Takahashi K, Kawamura N, Shimpo H and Ohkubo C. Fitness and retentive force of cobalt-chromium alloy clasps fabricated with repeated laser sintering and milling. *J of Prosthodont Res* 2018;62:342-346.
- 105) Hagmann C and Svanborg P. Additive manufacturing of a removable partial prosthesis in Titanium using binding jetting technology: A brief research report. *Front. Manuf. Technol.* 2022;2:1-7.
- 106) Rahim AHA, Abidin ZZ and Ynus N. The Digitalisation in Cobalt-Chromium Framework Fabrication. Surface Roughness Analysis: A Pilot Study. *S Mal* 2021;50:3059-3065.
- 107) Curinga MRS, Ribeiro AKC, De Moraes SLD, Vasconelos CE, Carreiro AFP and Pellizzer EP. Mechanical properties and accuracy of removable partial denture frameworks fabricated by digital and conventional techniques: A systematic review. *J Prosthet Dent* 2023 doi: 10.1016/j.prosdent.2023.01.032. (in press)
- 108) Kassapidou M, Hjalmarsson L, Johansson CB, Johansson PH, Morisbak E, Wennerberg A, Stenport VF. Cobalt-chromium alloys fabricated with four different techniques: Ion release, toxicity of released elements and surface roughness. *Dent Mater* 2020;36:e352-363.
- 109) Leban MB, Kurnik M, Kopac I, Klug MJ, Podgornic B and Kosec T. Differences between 3-D printed and traditionally milled CoCr dental alloy from casted block in oral environment. *Electrochimica ACTA* 2023; 445:1-11.
- 110) Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent*. 2002; 87:351-e363.

- 111) Hedberg Y and Wallinder IO. Metal release and speciation of released chromium from a biomedical CoCrMo alloy into simulated physiologically relevant solutions. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater*, 2014;102B:693–699.
- 112) Lucchetti MC, Fratto G, Valeriani F, Vittori ED, Giampaoli S, Papetti P, Spica VR and Manzon L. Cobalt-chromium alloys in dentistry: An evaluation of metal ion release. *J Prosthet Dent*. 2015;114: 602-608.
- 113) Takaichi A, Nakamoto T, Joko N, Nomura N, Tsutsumi Y, Migita S, Doi S, Kurosu S, Chiba A, Wakabayashi N, Igarashi T and Hanawa T. Microstructures and mechanical properties of Co–29Cr–6Mo alloy fabricated by selective laser melting process for dental applications. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2013;21:67-76.
- 114) Tuna SH, Özçiçek Pekmez N, Kürkçüoğlu I. Corrosion resistance assessment of Co-Cr alloy frameworks fabricated by CAD/CAM milling, laser sintering, and casting methods. *J Prosthet Dent* 2015;114:725-34.
- 115) Xin XZ, Chen J, Xiang N and Wei B. Surface Properties and Corrosion Behavior of Co–Cr Alloy Fabricated with Selective Laser Melting Technique. *Cell Biochem Biophys* 2013;67:983–990.
- 116) Harloff T, Honle W, Holtzwarth U, Bader R, Thomas P and Schuh A. Titanium allergy or not? “Impurity” of titanium implant materials. *Health* 2010;2:306-310.
- 117) Rodrigues WC, Broilo LR, Schaffer L, Knörnschild G and Espinoza FRM. Powder metallurgical processing of Co–28%Cr–6%Mo for dental implants: Physical, mechanical and electrochemical properties. *Powder Technology* 2011;296:233-238.
- 118) Rylska D, Sokolowski G and Lukomska-Szymanska M. Does simulated porcelain firing influence corrosion properties of casted and sintered CoCr alloys? *Materials* 2021;14:1-18.
- 119) Örtorp A, Jönsson D, Mouhsen A and von Steyern PV. The fit of cobalt–chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: A comparative in vitro study. *Dent Mater* 2011;37: 1066-1072.

- 120) Tregerman I, Renne W, Kelly A and Wilson D. Evaluation of removable partial denture frameworks fabricated using 3 different techniques. *J Prosthet Dent* 2019;122:390-395.
- 121) Zhang M, Gan N, Qian H and Jiao T. Retentive force and fitness accuracy of cobalt-chrome alloy clasps for removable partial denture fabricated with SLM technique. *J Prosthodont Res.* 2022;66:459–465.
- 122) Wang Y, Guo Y, Wang Y and Wang C. Mechanical properties, corrosion resistance, and anti-adherence characterization of pure titanium fabricated by casting, milling and selective laser melting. *J Biomed Mater Res* 2022;110:1523-1534.
- 123) Maruo R, Shimpo H, Kimoto K, Hayakawa T, Miura H and Ohkubo C. Fitness accuracy and retentive forces of milled titanium clasp. *Dent Mater J* 2022;41:414-420.
- 124) Kirsch C, Ender A, Attin T and Mehl A. Trueness of four dental milling procedures used in dental CAD/CAM systems. *Clin Oral Invest* 2017; 21:551-558.
- 125) Mutschler M, Schweitzer F, Spintzyk S, Geis-Gerstofner J and Huetting F. Retention forces of prosthetic clasps over a simulated wearing period of six years in-vitro:direct metal laser melting versus dental casting. *Materials* 2020;13:1-10.
- 126) Schweiger J, Güth JF, Erdelt KJ, Edelhoff D, and Schubert O: Internal porosities, retentive force, and survival of cobalt–chromium alloy clasps fabricated by selective laser-sintering. *J Prosthodont Res* 2020;64:210-216.
- 127) Takaichi A, Fueki K, Murakami N, Ueno T, Inamochi Y, Wada J, Arai Y and Wakabayashi N. A systematic review of digital removable dentures. Part II:CAD/CAM framework, artificial teeth, and denture base. *J Prosthodont Res.* 2022;66:53-67.
- 128) Monroy KP, Delgado J, Sereno L, Ciurana J and Hendrichs NJ. Effects of the Selective Laser Melting Manufacturing process on the properties of CoCrMo single tracks. *Met. Mater. Int.* 2014;20:873-884.
- 129) Ali Z, Baker, Sereno N and Martin N. A pilot randomized controlled crossover trial comparing early OHRQoL outcomes of cobalt-chromium



- versus PEEK removable partial denture Frameworks. *Int. J. Prosthodont.* 2020;33:386–392.
- 130) Padrós R, Giner-Tarrida L, Herrero-Climent M, Punset M, Gil FJ: Corrosion resistance and ion release of dental prosthesis of CoCr obtained by CAD-CAM milling, casting and laser sintering. *Metals* 2020; 10:827-839.
- 131) Aarts MJ, Choi JJE, Metclafe S and Bennani V. Influence of build angulation on the mechanical properties of a direct-metal laser-sintered cobalt-chromium used for removable partial denture frameworks. *J Prosthet Dent* 2021;126:224-30.
- 132) Heiba IM, Mohamed SL, and Sabet ME. Accuracy and surface roughness of Co-Cr partial denture frameworks with different digital fabrication methods. *J Prosthet Dent* 2023 (in press).





## Παράρτημα

### Χάρτης Βιβλιογραφίας

ΣΥΓΓΡΑΦΕΑΣ (ΕΤΟΣ)	ΤΙΤΛΟΣ	ΜΕΘΟΔΟΣ	ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ
Körner C. <sup>31</sup> (2016)	Additive manufacturing of metallic components by selective electron beam melting a review	Microstructure and in-situ heat treatment, distortion, residual stresses and surface roughness. Ανασκόπηση	Η διαδικασία SEBM απέχει προς το παρόν πολύ από το να αναπτυχθεί πλήρως. Οι δυνατότητες της δέσμης ηλεκτρονίων δεν έχουν καν αξιοποιηθεί πλήρως.
Van Noort R. <sup>17</sup> (2012)	The future of dental devices is digital	FDM, SLA, SLM and inkjet printing. Ανασκόπηση	Στην πραγματικότητα, οτιδήποτε θα περιμένατε να παράγει ένα οδοντιατρικό εργαστήριο μπορεί να γίνει ψηφιακά και ενδεχομένως με μεγαλύτερη συνέπεια, γρηγορότερα και με μειωμένο κόστος.
Da Costa LPG, Zamalloa SID, Alves FAM, Spigolon R, Mano LY, Costa C and Mazzo A (2021). <sup>21</sup>	3D printers in dentistry: a review of additive manufacturing techniques and materials	Η παρούσα βιβλιογραφική ανασκόπηση αποσκοπεί στη διερεύνηση των διαφόρων τεχνικών των σημερινών τρισδιάστατων εκτυπωτών και των εφαρμογών τους σε εκτυπωμένες κατασκευές. Ανασκόπηση	Η τρισδιάστατη εκτύπωση επιτρέπει τη χρήση διαφορετικών τεχνικών προσθετικής κατασκευής στην οδοντιατρική, παρέχοντας καλύτερες ροές εργασίας και πιο ικανοποιητικά κλινικά αποτελέσματα.

<p>Singh R, Gupta A, Tripathi O, Srivastava S, Singh B, Awasthi A, Rajput S.K., Sonia P, Singhal P and Saxena K (2020).<sup>21</sup></p>	<p>Powder bed fusion in additive manufacturing: An overview.</p>	<p>powder bed fusion process. Ανασκόπηση</p>	<p>Πολλές προκλήσεις και ευκαιρίες εμπλέκονται στην ανάπτυξη του υλικού-διαδικασίας-δομής-ιδιότητας (MPSP) περιλαμβάνουν μηχανική μάθηση ενσωματωμένη με μοντελοποίηση σε πραγματικό χρόνο.</p>
<p>Nouri A, Shirvan AR, Li Y and Wen C (2021).<sup>27</sup></p>	<p>Additive manufacturing of metallic and polymeric load-bearing biomaterials using laser powder bed fusion: A review.</p>	<p>Overview of the L-PBF method for the fabrication of load-bearing metallic and <u>polymeric biomaterials</u>. Ανασκόπηση</p>	<p>Παρά τα πολυάριθμα πλεονεκτήματα της τεχνολογίας PBF, παρουσιάζει ορισμένα τεχνικά μειονεκτήματα. Μόνο ένας μικρός αριθμός μεταλλικών και πολυμερών υλικών μπορεί να υποστεί επεξεργασία με τη μέθοδο αυτή, ενώ η ευκολία κατασκευής σύνθετων υλικών αποτελεί πεδίο σημαντικών προκλήσεων.</p>
<p>Koutsoukis T, Zinelis S, Eliades G, Al-Wazzan K, Al Rifaiy M and Al Jabbari Y (2015).<sup>33</sup></p>	<p>Selective laser melting technique of Co-Cr dental alloys: A review of structure and properties and comparative analysis with other available techniques.</p>	<p>SLM systems for dental Co-Cr alloys, Microstructural examination, Porosity, Mechanical properties, Electrochemical testing, Metal-ceramic bond strength, Internal and marginal fit. Ανασκόπηση</p>	<p>Η τεχνική SLM παρέχει προσθετικές αποκαταστάσεις ταχύτερα και λιγότερο δαπανηρά χωρίς να υποβαθμίζεται η ποιότητά τους σε σύγκριση με τις αποκαταστάσεις που παρασκευάζονται με τεχνικές χύτευσης και κοπής.</p>
<p>Revilla-Leon M, Meyer MJ and Ozcan M(2019).<sup>34</sup></p>	<p>Metal additive manufacturing technologies: literature review of current status and prosthodontics applications.</p>	<p>The PBF technologies reviewed are selective laser sintering (SLS), selective laser melting (SLM), and electron beam melting (EBM). Ανασκόπηση</p>	<p>Οι τεχνολογίες AM είναι αξιόπιστες για πολλές εφαρμογές στην οδοντιατρική, συμπεριλαμβανομένων μεταλλικών σκελετών για κινητές μερικές οδοντοστοιχίες (RPD).</p>

<p>Konieczny B, Szczesio-Wlodarczyk A, Sokolowski J, Bociong K(2020).<sup>35</sup></p>	<p>Challenges of Co-Cr Alloy additive manufacturing methods in dentistry- the current state of knowledge (systematic review).</p>	<p>Η παρούσα εργασία εξετάζει τις μεταλλικές σκόνες που χρησιμοποιούνται σε οδοντιατρικές εφαρμογές, τη διαδικασία κατασκευής (προσανατολισμός κατασκευής, παράμετροι της διαδικασίας) και τις διαδικασίες μετεπεξεργασίας (ανακούφιση από τις τάσεις, στίλβωσης της επιφάνειας). Ανασκόπηση</p>	<p>Οι διαδικασίες τρισδιάστατης εκτύπωσης έχουν ανοίξει νέες δυνατότητες, επιτρέποντας την παραγωγή σύνθετων εξαρτημάτων, προσαρμοσμένων ξεχωριστά στον ασθενή.</p>
<p>Alageel O (2019).<sup>13</sup></p>	<p>Optimization of removable partial dentures using digital technologies.</p>	<p>Σκοπός της διατριβής είναι να χαρακτηριστούν και να κατανοηθούν οι μηχανικές, φυσικές και ιδιότητες βιοσυμβατότητας των κραμάτων κοβαλτίου-χρωμίου (Co-Cr) RPD που παράγονται με δύο συστήματα πυροσυσσωμάτωσης/ τήξης με λέιζερ και σύγκρισή τους με εκείνα που παρασκευάζονται με την παραδοσιακή μέθοδο χύτευσης.</p>	<p>Οι ψηφιακές τεχνολογίες, όπως η τεχνολογία πυροσυσσωμάτωσης/ τήξης με λέιζερ και η προηγμένοι αλγόριθμοι μπορούν να βελτιώσουν το σχεδιασμό, την ακρίβεια και την κλινική απόδοση των κινητών μερικών οδοντοστοιχιών</p>
<p>Singh R, Singh S and Hashmi MSJ(2016).<sup>36</sup></p>	<p>Implant materials and their processing technologies</p>	<p>Τεχνικές τρισδιάστατης εκτύπωσης. Ανασκόπηση</p>	<p>Οι διαφορετικοί τύποι μεταλλικών, κεραμικών, πολυμερών και σύνθετων υλικών εμφυτευμάτων έχουν εξεταστεί, μαζί με την επεξεργασία τους με διάφορους τύπους τεχνικών προσθετικής κατασκευής</p>

Kim H, Lin Y and Tseng TLB (2018). <sup>37</sup>	A review on quality control in additive manufacturing	This paper overviews research progress regarding the Quality Control in AM technology. Ανασκόπηση	Η τεχνολογία τρισδιάστατης εκτύπωσης όσον αφορά τον ποιοτικό έλεγχο, χρειάζεται ακόμη να επανεξεταστεί.
Dowling L, J. Kennedy, S. O'Shaughnessy, D. Trimble (2020) <sup>38</sup>	A review of critical repeatability and reproducibility issues in powder bed fusion.	This work reviews the current state of repeatability/reproducibility in metal additive manufacturing, specifically in powder bed fusion technologies such as selective laser melting (SLM) and electron beam melting (EBM). Ανασκόπηση	Το επίπεδο πολυπλοκότητας και η διασύνδεση μεταξύ των παραμέτρων οδηγεί σε δυσκολία βελτίωσης της επαναληψιμότητας/αναπαραγωγιμότητας των διεργασιών AM.
Tian Y, Chen C, Xu X, Wang J, Hou X, Li K, Lu X, Shi H, Lee ES and Jiang HB(2021). <sup>39</sup>	A review of 3d printing in dentistry: technologies, affecting factors, and applications	This review provides a practical and scientific overview of 3D printing technologies. Ανασκόπηση	Οι τεχνολογίες τρισδιάστατης εκτύπωσης έχουν τα πλεονεκτήματα της υψηλής αξιοποίησης των υλικών και της δυνατότητας κατασκευής μιας ενιαίας σύνθετης γεωμετρίας- ωστόσο, έχουν τα μειονεκτήματα του υψηλού κόστους και της χρονοβόρας μετεπεξεργασίας.
Muehleemann E and Özcan M(2022). <sup>42</sup>	Accuracy of Removable Partial Denture Frameworks Fabricated Using Conventional and Digital Technologies.	digital microscope	Όταν εξετάζεται η ακρίβεια των RPDs, οι ψηφιακές τεχνολογίες που δοκιμάστηκαν παρουσίασαν παρόμοια αποτελέσματα με εκείνα της συμβατικής μεθόδου κατασκευής, εκτός από τις περιοχές των συνδέσμων που απαιτούν περαιτέρω βελτίωση.

Tasaka A, Okano H, Shimizu T, Kato Y, Higuchi S and Yamashita S(2021). <sup>43</sup>	Influence of reinforcement bar on accuracy of removable partial denture framework fabricated by casting with a 3D-printed pattern and selective laser sintering.	3D scanning	Οι συνθήκες πήξης της ενισχυμένης ράβδου επηρέασαν την ακρίβεια της γλωσσικής ράβδου στο AM-Cast
Soltanzadeh P, Suprono MS, Kattadiyil MT, Goodacre C, Gregorius W(2019). <sup>44</sup>	An in vitro investigation of accuracy and fit of conventional and CAD/CAM removable partial denture frameworks.	3D scanning, color mapping	Παρόλο που τόσο οι συμβατικές όσο και οι μέθοδοι τρισδιάστατης εκτύπωσης για την κατασκευή του σκελετού αποκάλυψαν κλινικά αποδεκτή προσαρμογή, οι ομάδες των συμβατικών χυτών RPD αποκάλυψαν καλύτερη συνολική εφαρμογή και ακρίβεια.
Arnold, C.; Hey, J.; Schweyen, R.; Setz, J.M(2018). <sup>45</sup>	Accuracy of CAD-CAM-fabricated removable partial dentures.	Light microscopy.	Τα RPD που κατασκευάστηκαν με τεχνικές ταχείας πρωτοτυποποίησης παρουσίασαν ευδιάκριτες ανωμαλίες προσαρμογής.
Jang, K.S.; Youn, S.J.; Kim, Y.S.(2001) <sup>41</sup>	Comparison of castability and surface roughness of commercially pure titanium and cobalt-chromium denture frameworks.	Visual, radiographic, and microscopic methods, <u>atomic force microscopy</u>	Η κλινική προσαρμογή, το πορώδες και η επιφανειακή τραχύτητα των σκελετών τιτανίου και κοβαλτίου-χρωμίου που κατασκευάστηκαν για την παρούσα μελέτη ήταν συγκρίσιμα.
Tan FB, Song JL, Wang C, Fan YB and Dai HW.(2019) <sup>49</sup>	Titanium clasp fabricated by selective laser melting, CNC milling, and conventional casting: A comparative in vitro study.	scanning electron microscope (SEM), a morphological <u>profilometry</u> microscope, tension fatigue test	Η κοπή έχει τη δυνατότητα να αντικαταστήσει τη χύτευση για την κατασκευή αγκίστρου τιτανίου κινητών μερικών οδοντοστοιχιών (RPD).



Takahashi K, Torii M, Nakata T, Kawamura N, Shimpo H and Ohkubo C.(2020) <sup>50</sup>	Fitness accuracy and retentive forces of additive manufactured titanium clasp.	radiographic examination apparatus, electron probe micro analyzer, noncontact 3D measuring surface profile device, tensile test, insertion /removal testing machine	Τα άγκιστρα τιτανίου AM είναι αποδεκτά για κλινική χρήση παρόμοια με εκείνη των άγκιστρων τιτανίου από χυτό.
Akl MA and Stendahl CG.(2022) <sup>6</sup>	Removable partial dentures frameworks in the age of digital dentistry: A review of the literature	Alternatives to conventionally cast frameworks so that clinicians may make evidence-based decisions when choosing framework materials and fabrication methods in the rapidly advancing world of digital dentistry. Ανασκόπηση	Η ανάπτυξη εναλλακτικών μεθόδων, όπως η SLS και η SLM, για την προσθετική κατασκευή σκελετών χρωμίου κοβαλτίου και τιτανίου είναι πολλά υποσχόμενη, καθώς μειώνουν τα σφάλματα και τις ανακρίβειες κατασκευής.
Schiertz O, Schmol L, Hahnel S and Rauch A.(2021) <sup>51</sup>	Polyoxymethylene as material for removable partial dentures-A literature review and illustrating case report.	specific material properties of polyoxymethylene (POM)	Ακόμη και αν το POM δεν μπορεί να αντικαταστήσει τα παραδοσιακά υλικά για τα RDP, αποτελεί μια ενδιαφέρουσα επιλογή για ασθενείς με ειδικές απαιτήσεις σε υλικά.
Polychronakis N, Lagouvardos P, Polyzois Gr, Sykaras N and Zoidis P.(2020) <sup>52</sup>	Color changes of polyetheretherketone (PEEK) and polyoxymethelene (POM) denture resins on single and combined staining/cleansing action by CIELab and CIEDE2000 formulas.	contact colorimeter	Το POM αποχρωματίστηκε περισσότερο από το PEEK στον καφέ και στα λουτρά, αλλά όχι στο καθαριστικό.

Meenakshi, A.; Gupta, R.; Bharti, V.; Sriramprabu, G.; Prabhakar, R.(2016) <sup>54</sup>	An evaluation of retentive ability and deformation of acetal resin and cobalt-chromium clasps.	Microscope, removal apparatus	το άγκιστρο από χρώμιο κοβαλτίο που χρησιμοποιείται στην κατασκευή κινητών οδοντοστοιχιών έχει ανώτερες δυνάμεις συγκράτησης από την ακετυλική ρητίνη λόγω της σημαντικά χαμηλής δύναμης συγκράτησης που απαιτείται για την αφαίρεση.
Fitton, J.S.; Davies, E.H.; Howlett, J.A.; Pearson, G.(1994) <sup>55</sup>	The physical properties of a polyacetal denture resin	Three-point flexural testing, Tensile testing, impact strength, Glass transition temperature, Force displacement characteristics of clasps	διαπιστώθηκε ότι κατά την επεξεργασία POM με τη μορφή "Dental D" δύσκολο να χυτευτούν χωρίς ελαπτώματα.
Turner J, Radford D and Sheriff M.(1999) <sup>58</sup>	Flexural Properties and Surface Finishing of Acetal Resin Denture Clasps	scanning electron microscopy, vertical and horizontal load	Για να έχει δυσκαμψία παρόμοια με ένα χυτό άγκιστρο από κοβάλτιο-χρώμιο μήκους 15 mm και διαμέτρου 1 mm, ένα κατάλληλο άγκιστρο από ακεταλική ρητίνη πρέπει να είναι μικρότερο (περίπου 5 mm) με μεγαλύτερη διάμετρο διατομής (περίπου 1,4 mm).
Alageel O.(2022) <sup>22</sup>	Three-dimensional printing technologies for dental prosthesis: a review.	This review presents an overview of available 3D printing technologies and materials for dental prostheses and devices. Ανασκόπηση	Οι τεχνολογίες τρισδιάστατης εκτύπωσης είναι αποτελεσματικές για την κατασκευή πολυμερών και μεταλλικών οδοντιατρικών προσθέσεων.
Spintzyk S, Schmunk R, Fernandez PK, Huettig F and Unkovsky A.(2021) <sup>57</sup>	3D printing polyamide to fabricate a non-metal clasp removable partial denture via fused filament fabrication: A case report.	Case Report	Η αποκατάσταση έδειξε αποδεκτή εφαρμογή και επαρκή συγκράτηση και θεωρήθηκε έγκυρη επιλογή για προσωρινής θεραπείας.

Takabayashi Y.(2010) <sup>58</sup>	Characteristics of denture thermoplastic resins for non-metal clasp dentures.	Modulus of elasticity, Flexural strength, Tensile test, color test, contact angle	Αν και η αντοχή σε κάμψη και το μέτρο ελαστικότητας ήταν σχετικά χαμηλά στις θερμοπλαστικές ρητίνες, επέδειξαν μεγάλη ανθεκτικότητα και ισχυρή αντοχή στη θραύση
Wadachi, J.; Sato, M.; Igarashi, Y.(2013) <sup>59</sup>	Evaluation of the rigidity of dentures made of injection-molded materials	occlusal force was estimated using a universal testing machine	Η οδοντοστοιχία από ρητίνη πολυαμιδίου παρουσίασε τη μεγαλύτερη καθίζηση, άσκησε τη μεγαλύτερη πίεση στον υποκείμενο βλεννογόνο και παρουσίασε σημαντικές διαφορές με τους άλλους τύπους οδοντοστοιχιών.
Marie A, Kelling A, Hyde TP, Nattress BR, Pavitt S, Murphy R, Shary T, Dillon S, Osnes C and Wood J.(2019) <sup>60</sup>	Deformation and retentive force following in vitro cyclic fatigue of cobalt-chrome and aryl ketone polymer (AKP) clasps	Cyclic testing, Force measurement, Deformation measurement, Scanning electron microscopy	Το άγκιστρο Ultaire™ AKP είχε σημαντικά χαμηλότερη μέση παραμόρφωση από ό,τι το CoCr
Martin, C.; Purevdorj-Gage, L.; Li, W.; Shary, T.J.; Yang, B.; Murphy, R.J.; Wu, C.D.(2021) <sup>63</sup>	In vitro biofilm formation on aryl ketone polymer (AKP), a new denture material, compared with that on three traditional dental denture materials	Biofilm Attachment Assay, Biofilm Growth Assay, Confocal Microscopy	Εκτός από την αντοχή του υλικού του, το Ultaire® AKP αποτελεί μια ελκυστική επιλογή για υλικό οδοντοστοιχίας σε κινητές μερικές οδοντοστοιχίες.

Ali Z, Baker, Sereno N and Martin N.(2020) <sup>129</sup>	A pilot randomized controlled crossover trial comparing early OHRQoL outcomes of cobalt-chromium versus PEEK removable partial denture Frameworks.	McGill Denture Satisfaction Questionnaire (MDSQ)	Οι σκελετοί PEEK φαίνεται να είναι σχετίζονται με παρόμοιο βαθμό περιοδοντικών επιδράσεων όπως τα πλαίσια CoCr
Tribst JPM, Dal Piva AM, Souto Borges AL, Araujo RM, Da Silva JM, Bottino MA, Kleverlaan CJ and de Jager N.(2020) <sup>64</sup>	Effect of different materials and undercut on the removal force and stress distribution in circumferential clasps during direct retainer action in removable partial dentures	Geometric model generation, Finite element analysis, Failure probability	Τα άγκιστρα παρουσίαζαν μεγαλύτερη καταπόνηση στη δομή του και δυνητικά μεγαλύτερη ζημιά στην αδαμαντίνη όταν κατασκευαζόταν με άκαμπτα υλικά.
Reda R, Zanza A, De Biase A, Testarelli L and Di Nardo D.(2022) <sup>65</sup>	Applications and clinical behavior of BioHPP in prosthetic dentistry: A short review	BioHPP, crystalline poly ether ether ketone, PEEK	το υλικό αυτό (BioHPP) δεν είναι μόνο εξαιρετικά ενδιαφέρον για το μέλλον, αλλά διαθέτει και χαρακτηριστικά κατάλληλα για κλινική εφαρμογή σήμερα, για ενδοπροθέσεις, μικρές συγκολλητικές γέφυρες, προσωρινές προσθέσεις και για άμεση φόρτιση σε αποκαταστάσεις εμφυτευμάτων.
Peng, T.Y.; Ogawa, Y.; Akebono, H.; Iwaguro, S.; Sugeta, A.; Shimoe, S.(2022) <sup>66</sup>	Finite-element analysis and optimization of the mechanical properties of polyetheretherketone (PEEK) clasps for removable partial dentures	Constant-displacement fatigue testing	Το PEEK ασκεί λιγότερες καταπονήσεις στα άγκιστρα σε σύγκριση με τα τυποποιημένα κράματα, παρέχει επαρκή συγκράτηση και ικανοποιεί τις αισθητικές απαιτήσεις, υποδεικνύοντας ότι το PEEK αποτελεί μια πολλά υποσχόμενη εναλλακτική λύση για τα συμβατικά μεταλλικά άγκιστρα.

Arnold, C.; Hey, J.; Schweyen, R.; Setz, J.M.(2018) <sup>45</sup>	Accuracy of CAD-CAM-fabricated removable partial dentures.	accuracy of fit	Σε σύγκριση με την LWT, οι τεχνικές κοπής επέτρεψαν την κατασκευή RPDs με συγκρίσιμη ή καλύτερη προσαρμογή. Ωστόσο, τα RPD που κατασκευάστηκαν με τεχνικές ταχείας πρωτοτυποποίησης παρουσίασαν διακριτές ανωμαλίες προσαρμογής.
Chen H, Li H, Zhao Y, Zhang X, Wang Y and Lyu P.(2019) <sup>67</sup>	Adaptation of removable partial denture frameworks fabricated by selective laser melting.	Adaptation, scan	Οι σκελετοί με SLM πέτυχαν αποδεκτή προσαρμογή.
Papathanasiou I, Kamposiora Ph, Papavasiliou G and Ferrari M.(2020) <sup>68</sup>	The use of PEEK in digital prosthodontics: A narrative review.	Fixed dental prostheses (FDPs), Implant-supported fixed dental prostheses, Removable dental prostheses (RDPs), Double-crown-retained removable dental prostheses, Occlusal splints, intra-radicular posts, implant abutments, healing abutments and provisional restorations	Αρκετές μελέτες in vitro και κλινικές αναφορές έδειξαν ότι το PEEK θα μπορούσε να είναι κατάλληλο για μόνιμες και κινητές κατασκευές CAD-CAM λόγω των ευνοϊκών μηχανικών, χημικών και φυσικών ιδιοτήτων του.
Tonelli L, Fortunato A and Ceschini L.(2020) <sup>69</sup>	CoCr alloy processed by Selective Laser Melting (SLM): effect of Laser Energy Density on microstructure, surface morphology, and hardness.	SEM-EDS, Optical micrograph, Hardness	Χαμηλής ενέργειας λυχνίας LED δεν επαρκεί για την πλήρη τήξη των σκονών τροφοδοσίας, οπότε η υγρή λίμνη είναι εξαιρετικά ασταθής.

Yager S, Ma J, Ozcan H, Kilinc HI, Elwany A, Karaman I.(2015) <sup>70</sup>	Mechanical properties and microstructure of removable partial denture clasps manufactured using selective laser melting.	Mechanical testing, Microstructural analysis	Διαπιστώθηκε ότι τα άγκιστρα που κατασκευάστηκαν με την τεχνική χύτευσης και την επιλεκτική τήξη με λέιζερ παρουσιάζουν συγκρίσιμα μέσα όρια διαρροής και μέγιστη ελαστική παραμόρφωση.
Alifui-Segbaya F, Williams RJ, George R.(2017) <sup>71</sup>	Additive manufacturing: A novel method for fabricating cobalt-chromium removable partial denture frameworks	photopolymerization processes and selective laser melting. Ανασκόπηση	Η AM προσφέρει σημαντικά οφέλη όσον αφορά την ταχύτητα των διαδικασιών κατασκευής, ωστόσο το κόστος και άλλες πτυχές των σημερινών τεχνολογιών παραμένουν εμπόδιο.
Kim HR, Kim YK, Son JS, Min BK, Kim KH, Kwon TY.(2016) <sup>72</sup>	Comparison of in vitro biocompatibility of a Co-Cr dental alloy produced by new milling/post-sintering or traditional casting technique.	concentration of released ions, cell culture medium, microstructure	Τα ευρήματα αυτά υποδηλώνουν ότι το κράμα Co-Cr που κατασκευάστηκε με MPS παρουσίασε καλύτερη βιοσυμβατότητα in vitro από το χυτευμένο κράμα.
Fu W, Liu S, Jiao J, Xie Z, Huang X, Lu Y, Liu H, Hu S, Zuo E, Kou N and Ma G.(2022) <sup>74</sup>	Wear resistance and biocompatibility of Co-Cr dental alloys fabricated with cast and SLM techniques	Metallurgical Microscopy, X-ray Photoelectron Spectroscopy (XPS), Mechanical-Property Tests, Friction and Wear Tests, metal-Extract Preparation, Cell Culture, CCK-8 Assay, Live/Dead Staining, Flow Cytometric Analysis	Η τεχνική SLM πλεονεκτεί έναντι της τεχνικής CAST για την κατασκευή οδοντιατρικών κραμάτων Co-Cr.

Dolgov N, Dikova T, Dzhendov D, Pavlova D. Simov M.(2016) <sup>75</sup>	Mechanical properties of dental Co-Cr alloys fabricated via casting and selective laser melting	Mechanical properties characterization	Λόγω της μοναδικής μικροδομής, το όριο διαρροής και η αντοχή σε εφελκυσμό για το SLM ήταν υψηλότερα από εκείνα του χυτού κράματος .
Salim S, Salleh NM, Zanul Z, Yunus N, Rahmat R and Ibrahim N.(2022) <sup>76</sup>	Physicomechanical properties of cobalt-chromium removable partial denture palatal major connectors fabricated by selective laser melting	surface adaptation analysis, relative density, surface texture analyzer, Vickers hardness (HV)	Σε σύγκριση με τη συμβατική τεχνική χύτευσης, η τρισδιάστατη εκτύπωση SLM επέτρεψε την κατασκευή συνδετήρων Co-Cr RPD με υψηλότερη μικροσκληρότητα και λεπτή ομοιογενή μικροδομή.
Wang YH, Qiu FF, Wu WQ, Cheng H.(2018) <sup>77</sup>	The effect of recasting on microstructure of dental ceramic alloys	Metallographic microscope or scanning electron microscopy (SEM).	Η επαναχύτευση αλλάζει τη μικροδομή των κεραμικών κραμάτων Co-Cr, cpTi και Pd-Cu-Ga
Wu L, Zhu H, Gai X and Wang Y.(2014) <sup>78</sup>	Evaluation of the mechanical properties and porcelain bond strength of cobalt-chromium dental alloy fabricated by selective laser melting.	bend strength test	Σε σύγκριση με το κράμα χύτευσης που χρησιμοποιείται σήμερα, το κράμα SLM διαθέτει βελτιωμένες μηχανικές ιδιότητες.
Wu M, Dong X, Qu Y, Yan J and Li N.(2022) <sup>79</sup>	Analysis of microstructure and fatigue of cast versus selective laser-melted dental Co-Cr alloy	X-ray diffraction analysis (XRD), fatigue test,	Το κράμα Co-Cr-Mo-W SLM είχε στατιστικά καλύτερες ιδιότητες κόπωσης σε κάμψη 4 σημείων από το χυτό κράμα, οι οποίες σχετίζονταν με βελτιωμένη μικροδομή.

Wei W, Zhou Y, Liu W, Li N, Jan J and Li H.(2018) <sup>80</sup>	Microstructural characterization, mechanical properties, and corrosion resistance of dental Co-Cr-Mo-W alloys manufactured by selective laser melting	Microstructural Observation, Mechanical Testing, Electrochemical Testing	Η μικροδομή των δοκιμίων της ομάδας SLM (SG) αποτελείται από εξαιρετικά λεπτούς κρυστάλλους.
Yan X, Xu YX, Wu Y and Lin H.(2018) <sup>81</sup>	Effects of heat treatment on metallic-ceramic combination of selective-laser-melted cobalt-chromium alloy	3-point bend test, digital camera	Το κράμα Co-Cr που κατασκευάστηκε με SLM και υποβλήθηκε σε θερμική επεξεργασία παρουσιάζει συγκρίσιμη ή μεγαλύτερη πρόσφυση πορσελάνης από τα χυτά δοκίμια.
Hong JK, Kim SK, Heo SJ and Koak JY.(2020) <sup>84</sup>	Mechanical properties and metal-ceramic bond strength of Co-Cr alloy manufactured by selective laser melting.	Surface Characterization, <u>Mechanical Properties Testing and Microstructure Analysis, Bond Strength</u>	Τα αποτελέσματα αυτής της μελέτης δείχνουν ότι η μέθοδος κατασκευής SLM μπορεί να έχει τη δυνατότητα να αντικαταστήσει τις παραδοσιακές τεχνικές για την κατασκευή οδοντικών προσθέσεων.
Dong X, Zhou Y, Sun Q, Qu Y, Shi H, Liu W, Peng H, Zhang B, Xu S, Yan J and Li N.(2020) <sup>85</sup>	Fatigue behavior of biomedical Co-Cr-Mo-W alloy fabricated by selective laser melting.	Tensile and fatigue property testing Microstructure characterization	Το κράμα SLM Co-Cr-Mo-W παρουσιάζει πολύ καλύτερη διάρκεια ζωής λόγω κόπωσης από το κράμα Cast Co-Cr-Mo-W σε εφελκυσμό



Dimitriadis K, Foteinidis G, Kosarli M, Moschovas D, Paipetis AS and Agathopoulos S.(2022) <sup>86</sup>	Microstructure and mechanical properties of Co-Cr alloy fabricated by selective laser melting technology for removable partial denture frameworks.	X-ray diffraction analysis, mechanical properties	Η τεχνική SLM κατασκεύασε δοκίμια Co-Cr με πυκνή δομή.
Saini J.S, Dowling L, Trimble D and Singh D.(2021) <sup>87</sup>	Mechanical properties of selective laser melted CoCr alloys: A review.	Porosity, Mechanical properties	Διαπιστώθηκε επίσης ότι οι μηχανικές ιδιότητες των κραμάτων CoCr που κατασκευάζονται με SLM είναι υψηλότερες σε σύγκριση με τα χυτά κράματα λόγω της πυκνής, συμπαγούς, ομοιογενούς και λεπτότερης μικροδομής που σχηματίζεται κατά τη διαδικασία SLM
Song C, Zhang M, Yang Y, Wang D and Jia-Kuo Y.(2018) <sup>88</sup>	Morphology and properties of CoCrMo parts fabricated by selective laser melting	Analysis of the micro-morphology of the fabricated parts, Mechanical properties	Οι μηχανισμοί γρήγορης τήξης και στερεοποίησης της SLM προκάλεσαν φυσικούς κυματισμούς στην επιφάνεια των κατασκευασμένων εξαρτημάτων, με πολύ λεπτούς κόκκους
Alexandrino LD, Antunes LHM, Munhoz ALJ, Filho APR and Da Silva WJ.(2022) <sup>90</sup>	Mechanical and surface properties of Co-Cr alloy produced by additive manufacturing removable partial denture frameworks.	Flexural tests, surface hardness, SFE measurement, surface roughness	Η γωνία κατασκευής επηρέασε την αντοχή σε κάμψη και τη μικροσκληρότητα του κράματος Co-Cr που παράχθηκε με AM- ωστόσο, δεν επηρέασε την ελεύθερη επιφανειακή ενέργεια και την επιφανειακή τραχύτητα.

Kajima Y, Takaichi A, Nakamoto T, Kimura T, Yogo Y, Ashida M, Doi H, Nomura N, Takahashi H, Hanawa T, Wakabayashi N.(2016) <sup>89</sup>	Fatigue strength of Co-Cr-Mo alloy clasps prepared by selective laser melting	Microstructural evaluation, Mechanical properties, Surface roughness analysis, Fatigue strength analysis	Η διαδικασία SLM είναι πολλά υποσχόμενη τεχνική για την προετοιμασία σκελετών κινητών μερικών οδοντοστοιχιών, εφόσον υιοθετείται η κατάλληλη κατεύθυνση κατασκευής.
Zhang B, Li Y and Bai Q.(2017) <sup>92</sup>	Defect formation mechanisms in selective laser meltin: A review.	Influence of Defects on Mechanical Properties, Tensile Properties, Fatigue Properties	Ο σχηματισμός ατελειών είναι ένα κρίσιμο πρόβλημα στις διαδικασίες SLM
Chowdhury S, Yadaiah N, Prakash C, Ramakrishna S, Dixit S, Gupta LR and Buddhi D.(2022) <sup>93</sup>	Laser powder bed fusion: a state-of-the-art review of the technology, materials, properties & defects, and numerical modeling	basic principle of the LPBF process	το βελτιστοποιημένο σύνολο παραμέτρων μπορεί να διαδραματίσει καθοριστικό ρόλο στην ελαχιστοποίηση των ατελειών κατασκευής σε σημαντικό βαθμό
Zhou Y, Li N, Yan J, Zeng Q.( 2018) <sup>82</sup>	Comparative analysis of the microstructures and mechanical properties of Co-Cr dental alloys fabricated by different methods.	Microstructure, Phase identification, mechanical properties	Οι μικροδομές και οι μηχανικές ιδιότητες των οδοντιατρικών κραμάτων Co-Cr εξαρτώνται από τις τεχνικές κατασκευής.
Kang HG(2021). <sup>7</sup>	Dental Co-Cr alloys fabricated by selective laser melting: A review article.	SLM properties	Θερμική κατεργασία για την απομάκρυνση των υπολειπόμενων τάσεων μέσω της διαδικασίας ανάκτησης και ανακρυστάλλωσης που προκαλεί περίπλοκες αλλαγές στις μηχανικές ιδιότητες που προκαλούνται από το μετασχηματισμό φάσεων

Ko KH, Kang HG, Huh YH, Park CJ and Cho LR.(2022) <sup>95</sup>	Effects of heat treatment on the microstructure, residual stress, and mechanical properties of Co-Cr alloy fabricated by selective laser melting	Microstructure characterization Residual stress measurement Mechanical properties	Το SLM Co-Cr ήταν λιγότερο πορώδες και είχε καλύτερες μηχανικές ιδιότητες από το Cast Co-Cr.
Lee WF, Wang JC, Hsu CY and Peng PW.(2022) <sup>96</sup>	Microstructure, mechanical properties, and retentive forces of cobalt-chromium removable partial denture frameworks fabricated by selective laser melting followed by heat treatment	tensile test, yield strength, ultimate tensile strength, elongation	Η SLM αύξησε τις μηχανικές ιδιότητες των κραμάτων Co-Cr
Kajima Y, Takaichi A, Kittikundecha N, Nakamoto T, Kimura T, Nomura N, Kawasakia A, Hanawa T, Takahashie H, Wakabayashi N.(2018) <sup>138</sup>	Effect of heat-treatment temperature on microstructures and mechanical properties of Co–Cr–Mo alloys fabricated by selective laser melting	Microstructural observations and analysis, Mechanical properties	η αύξηση της θερμοκρασίας θερμικής κατεργασίας από 750 σε 1150 °C ενίσχυσε την ολκιμότητα των δοκιμίων του κράματος και μείωσε τις τιμές σκληρότητας Vickers.

Lu Y, Wu S, Gan Y, Zhang S, Guo S, Lin J and Lin J.(2016) <sup>139</sup>	Microstructure, mechanical property and metal release of As-SLM CoCrW alloy under different solution treatment conditions.	Phase identification and microstructural observation, Mechanical property characterization, Static immersion test	Η μικροδομή και τα ιζήματα στα κράματα CoCrW εξαρτώνται από τη θερμοκρασία του διαλύματος.
Kittikundecha N, Kajima Y, Takaichi A, Cho HH, Htat HL, Doi H, Takahashi H, Hanawa T, Wakabayashi N.(2019) <sup>97</sup>	Fatigue properties of removable partial denture clasps fabricated by selective laser melting followed by heat treatment.	Microstructural analysis, Fatigue strength analysis	Η θερμική επεξεργασία βελτίωσε την αντοχή σε κόπωση των αγκίστρων επιλεκτικής τήξης με λέιζερ.
Hitzler L, Alifui-Segbaya F, Williams P, Heine B, Heitzmann M, Hall W, Merkel M, Öchsner A.(2018) <sup>98</sup>	Additive manufacturing of cobalt-based dental alloys: analysis of microstructure and physicomechanical properties	Microstructural Analysis, Tensile Test, Hardness Test	Και τα δύο κράματα παρουσίασαν μικροδομές χωρίς ελαττώματα με RD που υπερβαίνει το 99,5%.
Takaichi A, Kajima Y, Kittikundecha N, Htat HL, Cho HHW, Hanawa T, Yoneyama T and Wakabayash N.(2020) <sup>99</sup>	Effect of heat treatment on the anisotropic microstructural and mechanical properties of Co–Cr–Mo alloys produced by selective laser melting.	Microstructure, Mechanical properties	τα δείγματα που υποβλήθηκαν σε κατεργασία στους 1150 °C παρουσίασαν ανακρυσταλλωμένη μικροδομή με ομοιόμορφους κόκκους

Padrós R, Giner-Tarrida L, Herrero-Climent M, Punset M, Gil FJ.(2020) <sup>130</sup>	Corrosion resistance and ion release of dental prosthesis of CoCr obtained by CAD-CAM milling, casting and laser sintering	Corrosion resistance, ion-release levels	η μείωση του Cr προκαλεί αύξηση της διάβρωσης και της απελευθέρωσης ιόντων
Dikova T.(2018) <sup>102</sup>	Properties of Co-Cr dental alloys fabricated using additive technologies.	Microstructure, mechanical properties	Η μικροδομή των οδοντιατρικών κραμάτων Co-Cr SLM είναι λεπτόκοκκη και πιο ομοιογενής σε σύγκριση με εκείνη των χυτών κραμάτων.
Nakata T, Shimpo H and Ohkubo C.(2017) <sup>103</sup>	Clasp fabrication using one-process molding by repeated laser sintering and high-speed milling	Nondestructive inspection, Observations of the clasp surfaces, Measurements of fitness accuracy, Measurement of retentive forces	Το άγκιστρο CAM που κατασκευάζεται με επαναλαμβανόμενη πυροσυσσωμάτωση με λέιζερ και κοπής υψηλής ταχύτητας μπορεί να χρησιμοποιηθεί αποτελεσματικά ως εξάρτημα RPD
Torii M, Nakata T, Takahashi K, Kawamura N, Shimpo H and Ohkubo C.(2018) <sup>104</sup>	Fitness and retentive force of cobalt-chromium alloy clasps fabricated with repeated laser sintering and milling.	Measurements of surface roughness Measurements of fitness accuracy, Measuring retentive forces	Το άγκιστρο HM έδειξε καλύτερη ακρίβεια εφαρμογής και δυνάμεις συγκράτησης.

Hagmann C and Svanborg P.(2022) <sup>105</sup>	Additive manufacturing of a removable partial prosthesis in Titanium using binding jetting technology: A brief research report.	Surface analysis, evaluation fit	Ο σκελετός κοβαλτίου-χρωμίου που κατασκευάστηκε με επιλεκτική τήξη με λέιζερ παρουσίασε αποδεκτή κλινική εφαρμογή και επιφανειακή τραχύτητα
Rahim AHA, Abidin ZZ and Ynus N.(2021) <sup>106</sup>	The Digitalization in Cobalt-Chromium Framework Fabrication. Surface Roughness Analysis: A Pilot Study	Surface roughness	Η επιφανειακή τραχύτητα του σκελετού κοβαλτίου-χρωμίου που κατασκευάζεται με την τεχνική SLM είναι συγκρίσιμη με εκείνη που κατασκευάζεται με τη συμβατική τεχνική χύτευσης.
Curinga MRS, Ribeiro AKC, De Moraes SLD, Vasconelos CE, Carreiro AFP and Pellizzer EP.(2023) <sup>107</sup>	Mechanical properties and accuracy of removable partial denture frameworks fabricated by digital and conventional techniques: A systematic review.	Mechanical properties, accuracy	Μελέτες in vitro έδειξαν ότι η ψηφιακή τεχνική παρέχει παρόμοια ακρίβεια με εκείνη της συμβατικής τεχνικής εντός ενός κλινικά αποδεκτού εύρους.
Aarts MJ, Choi JJE, Metclafe S and Bennani V.(2021) <sup>131</sup>	Influence of build angulation on the mechanical properties of a direct-metal laser-sintered cobalt-chromium used for removable partial denture frameworks.	Tensile test, Scanning Electron Microscopy.	Το κράμα Co-Cr που κατασκευάστηκε με τη τεχνική DMLS παρουσίασε καλές μηχανικές και μαζί με την ανάλυση στο ηλεκτρονικό μικροσκόπιο φάνηκε ότι η κατεύθυνση της γωνίας κατασκευής επηρεάζει τις μηχανικές ιδιότητες του υλικού.

Stamenkovic D, Popovic M, Rudolf R, Zrilic M, Raic K, Duricic KO and Stamenkovic D.(2023) <sup>83</sup>	Comparative Study of the Microstructure and Properties of Cast-Fabricated and 3D-Printed Laser-Sintered Co–Cr Alloys for Removable Partial Denture Frameworks	Tensile test, optical microscopy and scanning electron microscopy with energy dispersive X-ray spectroscopy (EDX) analysis	Η παρατήρηση της μικροδομής έδειξε δενδρικό χαρακτήρα στην περίπτωση των χυτών, ενώ στην περίπτωση των τρισδιάστατα εκτυπωμένων, λιωμένων με λέιζερ και πυροσυσσωματωμένων κραμάτων Co-Cr, η μικροδομή ήταν τυπική για τις προσθετικές τεχνικές. Τα αποτελέσματα της δοκιμής εφελκυσμού έδειξαν υψηλότερες τιμές αντοχής εφελκυσμού που εκτυπώθηκαν με τρισδιάστατη εκτύπωση, τήξη με λέιζερ και πυροσυσσωμάτωση από εκείνα που παρήχθησαν με συμβατική χύτευση.
Xie W, Zheng M, Wang J and Li X.(2020) <sup>101</sup>	The effect of build orientation on the microstructure and properties of selective laser melting Ti-6Al-4V for removable partial denture clasps.	Microstructure, fit and surface roughness, 3-point bend tests	Η μικροδομή του SLM Ti-6Al-4V επηρέασε τις ιδιότητες των αγκίστρων αλλάζοντας την ανισοτροπία των δοκιμίων. Μεταξύ των εξεταζόμενων ομάδων, τα άγκιστρα SLM90 είχαν την καλύτερη προσαρμογή, τη χαμηλότερη επιφανειακή τραχύτητα και την καλύτερη αντοχή σε κόπωση.
Kassapidou M, Hjalmarsson L, Johansson CB, Johansson PH, Morisbak E, Wennerberg A, Stenport VF.(2020) <sup>108</sup>	Cobalt-chromium alloys fabricated with four different techniques: Ion release, toxicity of released elements and surface roughness	Ion release test, surface analysis	Η απελευθέρωση ιόντων από κράματα Co-Cr επηρεάζεται από το συνδυασμό υλικών, pH και χρόνου.

Leban MB, Kurnik M, Kopac I, Klug MJ, Podgornic B and Kosec T.(2023) <sup>109</sup>	Differences between 3-D printed and traditionally milled CoCr dental alloy from casted block in oral environment	Microstructural properties, Electrochemical measurements, Ion release tests, Surface roughness measurement on specimens for the ion migration test	Η μέθοδος εκτύπωσης δεν αυξάνει σημαντικά την απελευθέρωση ιόντων από το κράμα CoCr, ενώ η κατάσταση της επιφάνειας επηρεάζει σημαντικά την έκταση της απελευθέρωσης ιόντων.
Wataha JC.(2002) <sup>110</sup>	Alloys for prosthodontic restorations	guidelines	A summary of the types of alloys available today and their classification
Hedberg Y and Wallinder IO.(2014) <sup>111</sup>	Metal release and speciation of released chromium from a biomedical CoCrMo alloy into simulated physiologically relevant solutions.	Metal release exposure and analysis, X-ray photoelectron spectroscopy	Το Co απελευθερώθηκε κατά προτίμηση από το CoCrMo
Lucchetti MC, Fratto G, Valeriani F, Vittori ED, Giampaoli S, Papetti P, Spica VR and Manzon L.(2015) <sup>112</sup>	Cobalt-chromium alloys in dentistry: An evaluation of metal ion release.	chemical corrosion, biocorrosion, Metal ion concentrations	Με εξαίρεση το κράμα χύτευσης υπό όξινες συνθήκες, δεν διαπιστώθηκαν σημαντικές διαφορές, ακόμη και μετά την έκθεση σε βακτήρια.
Xin XZ, Chen J, Xiang N and Wei B.(2013) <sup>115</sup>	Surface Properties and Corrosion Behavior of Co–Cr Alloy Fabricated with Selective Laser Melting Technique.	Surface hardness, microstructure, surface corrosion properties, surface properties.	Οι αποκαταστάσεις που κατασκευάστηκαν με SLM αποκάλυψαν καλές επιφανειακές ιδιότητες, όπως κατάλληλη σκληρότητα, ομοιογενή μικροδομή



Rodrigues WC, Broilo LR, Schaffer L, Knörmisch G and Espinoza FRM.(2011) <sup>117</sup>	Powder metallurgical processing of Co–28%Cr–6%Mo for dental implants: Physical, mechanical and electrochemical properties	Physical properties, Mechanical properties and microstructure, Electrochemical properties	Η σύγκριση των δειγμάτων με διαφορετικές θερμοκρασίες πυροσυσσωμάτωσης αποκάλυψε ότι μια μικρή μεταβολή της θερμοκρασίας πυροσυσσωμάτωσης μπορεί να έχει σημαντική επίδραση στις φυσικές, μηχανικές και ηλεκτροχημικές ιδιότητες του κράματος.
Örtorp A, Jönsson D, Mouhsen A and von Steyern PV.(2011) <sup>119</sup>	The fit of cobalt–chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: A comparative in vitro study.	stereo microscope	Και στις τέσσερις ομάδες, η καλύτερη προσαρμογή και στα δύο κολοβώματα ήταν κατά μήκος των αξονικών τοιχωμάτων και στο βαθύτερο τμήμα της παρασκευής της λοξοτομής.
Zhang M, Gan N, Qian H and Jiao T.(2022) <sup>121</sup>	Retentive force and fitness accuracy of cobalt-chrome alloy clasps for removable partial denture fabricated with SLM technique.	Microstructural observation, Measurements of fitness accuracy, Measurement of retentive forces	Η τεχνική SLM για την κατασκευή των αγκίστρων των κινητών μερικών οδοντοστοιχιών έχει πολλά υποσχόμενες κλινικές εφαρμογές.
Tregerman I, Renne W, Kelly A and Wilson D.(2019) <sup>120</sup>	Evaluation of removable partial denture frameworks fabricated using 3 different techniques	quality of RPD	η ψηφιακή μέθοδος κατασκευής βρέθηκε να είναι η καλύτερη.
Wang Y, Guo Y, Wang Y and Wang C.(2022) <sup>122</sup>	Mechanical properties, corrosion resistance, and anti-adherence characterization of pure titanium fabricated by casting, milling and selective laser melting	mechanical property, corrosion resistance, and anti-adherence of specimens	η SLM είναι μια ιδανική διαδικασία για την παραγωγή οδοντοστοιχιών τιτανίου.

Maruo R, Shimpo H, Kimoto K, Hayakawa T, Miura H and Ohkubo C.(2022) <sup>123</sup>	Fitness accuracy and retentive forces of milled titanium clasp	Surface roughness, Fitness accuracy, Initial retentive forces, Changes in retentive forces	Τα άγκιστρα πιτανίου με τη μέθοδο κοπής μπορούν να συνιστώνται για πιο μακροχρόνια κλινική χρήση σε σύγκριση με τα χυτά.
Kirsch C, Ender A, Attin T and Mehl A.(2017) <sup>124</sup>	Trueness of four dental milling procedures used in dental CAD/CAM systems	accuracy	Οι συσκευές κοπής πέντε αξόνων αποδίδουν υψηλή ακρίβεια.
Mutschler M, Schweitzer F, Spintzyk S, Geis-Gerstofe J and Huetting F.(2020) <sup>125</sup>	Retention forces of prosthetic clasps over a simulated wearing period of six years in-vitro: direct metal laser melting versus dental casting	Retention Forces over Time, Comparison of DC and DMLM at T <sub>0</sub> and T <sub>1</sub>	Η μέθοδος DMLM φαίνεται να είναι ισοδύναμη με την χύτευση όσον αφορά τη δύναμη συγκράτησης.
Schweiger J, Güth JF, Erdelt KJ, Edelhoff D, and Schubert O.(2020) <sup>126</sup>	Internal porosities, retentive force, and survival of cobalt–chromium alloy clasps fabricated by selective laser-sintering.	Evaluation of internal porosity, Retentive force measurements and artificial aging, Estimation of survival	Τα άγκιστρα που κατασκευάζονται με πυροσυσσωμάτωση με λέιζερ θα μπορούσαν να αποτελέσουν εναλλακτική λύση έναντι των χυτών για την κατασκευή σκελετών κινητών μερικών οδοντοστοιχιών.