

**ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ**

**ΤΜΗΜΑ ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΗΣ**

**ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ**

**ΕΙΔΙΚΕΥΣΗ ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΑ ΒΙΟΪΛΙΚΑ**

**ΣΥΓΚΡΙΤΙΚΗ ΜΕΛΕΤΗ ΤΗΣ ΕΦΑΡΜΟΓΗΣ ΕΚΤΕΤΑΜΕΝΩΝ  
ΚΟΧΛΙΟΥΜΕΝΩΝ ΕΠΙΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΙΚΩΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΕΩΝ  
ΜΕΤΑ ΑΠΟ ΕΝΔΟΣΤΟΜΑΤΙΚΗ ΨΗΦΙΑΚΗ ΑΠΟΤΥΠΩΣΗ  
ΚΑΙ ΑΠΟΤΥΠΩΣΗ ΜΕ ΠΟΛΥΒΥΝΙΛΟΣΙΛΟΞΑΝΗ**

**ΒΙΛΛΙΑΣ ΑΡΙΣΤΕΙΔΗΣ**

**DR. MED. DENT. ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΟΣ**

**ΑΘΗΝΑ 2019**

**ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ**

**ΤΜΗΜΑ ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΗΣ**

**ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ**

**ΕΙΔΙΚΕΥΣΗ ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΑ ΒΙΟΪΛΙΚΑ**

**ΣΥΓΚΡΙΤΙΚΗ ΜΕΛΕΤΗ ΤΗΣ ΕΦΑΡΜΟΓΗΣ ΕΚΤΕΤΑΜΕΝΩΝ  
ΚΟΧΛΙΟΥΜΕΝΩΝ ΕΠΙΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΙΚΩΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΕΩΝ  
ΜΕΤΑ ΑΠΟ ΕΝΔΟΣΤΟΜΑΤΙΚΗ ΨΗΦΙΑΚΗ ΑΠΟΤΥΠΩΣΗ  
ΚΑΙ ΑΠΟΤΥΠΩΣΗ ΜΕ ΠΟΛΥΒΥΝΙΛΟΣΙΛΟΞΑΝΗ**

**ΒΙΛΛΙΑΣ ΑΡΙΣΤΕΙΔΗΣ**

**DR. MED. DENT. ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΟΣ**

**ΑΘΗΝΑ 2019**



Επιβλέπων Καθηγητής: Παπαδόπουλος Τριαντάφυλλος, Καθηγητής Οδοντιατρικών Βιοϋλικών

Τριμελής επιτροπή αξιολόγησης της μεταπτυχιακής διπλωματικής εργασίας:

1. Παπαδόπουλος Τριαντάφυλλος, Καθηγητής Οδοντιατρικών Βιοϋλικών
2. Καρκαζής Ηρακλής, Καθηγητής Προσθητικής
3. Σαραφianού Ασπασία, Επίκουρη Καθηγήτρια Προσθητικής

## Περιεχόμενα

Πρόλογος	σελ.7-13
<b>ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ</b>	<b>σελ.14</b>
1. Σχηματισμός οδοντικής μικροβιακής πλάκας και ο ρόλος της στην αποίκιση της διεπιφάνειας εμφυτεύματος – εμφυτευματικού κολοβώματος	σελ.15-17
2. Τρόποι αξιολόγησης της οριακής εφαρμογής	σελ.18
2.1 Οπτική μικροσκοπία	σελ.18-21
2.2 Ηλεκτρονικό μικροσκόπιο σάρωσης	σελ.21-22
2.3 Προφίλομετρία	σελ.22-23
2.4 Μικροτομογραφία	σελ.23
3 Παθητική έδραση	σελ.23-27
4. Εμφυτεύματα με εσωτερική διαμόρφωση σύνδεσης	σελ.27-28
4.1. Περιορισμοί τύπου σύνδεσης εσωτερικής διαμόρφωσης	σελ.29-30
5 Αποτύπωση με αποτυπωτικό υλικό	σελ.31
5.1 Αποτυπωτικά υλικά στην εμφυτευματολογία	σελ.32
5.2 Ιδιότητες πολυβυνιλοσιλοξάνων	σελ.33-34
5.3 Ο ρόλος της τεχνικής αποτύπωσης στην ακρίβεια αποτύπωσης με αποτυπωτικό υλικό	σελ.34
6. Συστήματα ενδοστοματικής ψηφιακής αποτύπωσης	σελ.34-36
6.1 Ψηφιακή ροή εργασίας στην προσθετική	σελ.36-37
6.2 Σύστημα i-Tero™	σελ.37-39
6.3 Ροή εργασίας με το i-Tero™	σελ.40-41
6.4 Ακρίβεια αποτύπωσης με το σύστημα i-Tero™	σελ.41
7 Σύγκριση ψηφιακών και κλασσικών αποτυπωμάτων	σελ.42-43

<b>ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ</b>	<b>σελ.44</b>
Σκοπός και υπόθεση εργασίας	σελ.45
Υλικά και μέθοδος	σελ.46-47
Πειραματικός σχεδιασμός	σελ.48-49
Εκμαγείο προσομοίωσης	σελ.50
Διαδικασία αποτύπωσης	σελ.51
Τεχνική κλειστού δισκαρίου	σελ.51-54
Τεχνική ενδοστοματικής ψηφιακής σάρωσης	σελ.55-56
Σχεδιασμός μεταλλικών σκελετών	σελ.57
Κατασκευή μεταλλικών σκελετών	σελ.58-59
Προετοιμασία δοκιμίων	σελ.60-64
Λήψη μετρήσεων	σελ.64-65
Στατιστική αξιολόγηση των αποτελεσμάτων	σελ.65
<b>Αποτελέσματα</b>	<b>σελ.66</b>
Περιγραφική στατιστική ανά εξαρτημένη μεταβλητή	σελ.66
Περιγραφική στατιστική ανά εξαρτημένη μεταβλητή και ομάδα	σελ.66-67
Προϋποθέσεις παραμετρικών δοκιμασιών	σελ.68
Δοκιμασία ANOVA	σελ.69
Post-hoc δοκιμασίες.	σελ.70-71
Συζήτηση	σελ.72-82
Συμπεράσματα	σελ.83
Προτάσεις για μελλοντική έρευνα	σελ.84
Βιβλιογραφία	σελ.85-99
Περίληψη (Summary)	σελ.100-103

*Πολυμαθία – κακοτεχνία*

Ηράκλειτος (~544-484 πΧ)

*Πολλοί πολυμαθές νόον ουκ έχουσιν*

Δημόκριτος (~460-360 πΧ)

*Άνθρωποι βίου δεόμενοι, πολλά και παντοία τεχνέονται*

Ιπποκράτης (~460-370 πΧ)

Στη μητέρα μου Σοφία και

στον αδερφό μου Γεώργιο

## ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Η θεραπεία με οδοντικά οστεοενσωματούμενα εμφυτεύματα είναι μια ιδιαίτερα επιτυχής και προβλέψιμη πρακτική στα πλαίσια της ολοκληρωμένης οδοντιατρικής περίθαλψης. (Chaar MS και συν. 2011, Michalakis KX και συν. 2003, Tischler M 2004).

Μετά την εγκαινίαση της εποχής της οστεοενσωμάτωσης από τον Καθηγητή Per Ingvar Brånemark οι αποκαταστάσεις ολικώς ή μερικώς νωδών ασθενών με τη χρήση οστεοενσωματούμενων οδοντικών εμφυτευμάτων αποτελούν σήμερα λύσεις καθημερινής οδοντιατρικής πρακτικής. (Branemark PI 1983, Jemt T και συν. 1989, Lekholm U και συν. 1994, Attard NJ & Zarb GA 2003, Wood MR & Vermilyea SG 2004, Philip C & Edmond H 2011, Turbush SK & Turkyilmaz I 2012).

Παρόλο που τα οδοντικά εμφυτεύματα έχουν χαρακτηριστεί ως τρίτη οδοντοφυΐα, έχουν σημαντικές διαφορές ως προς τα φυσικά δόντια στηρίγματα. Τα εμφυτεύματα είναι προσθετικά εξαρτήματα αγκυλωμένα στο υποκείμενο οστό χωρίς την ύπαρξη τασηοθραυστικού μηχανισμού όπως το περιοδόντιο. (Lindhe J και συν. 2008). Λόγω αυτής της σύνδεσης με το υποκείμενο οστό στόχος στη διαδικασία σχεδιασμού και κατασκευής των προσθετικών αποκαταστάσεων επί εμφυτευμάτων είναι η παθητική έδραση.

Η απουσία παθητικής έδρασης σε συνδυασμό με την ανένδοτη σύνδεση των εμφυτευμάτων με το οστό των γνάθων μπορεί να οδηγήσει σε σημαντικά προβλήματα στο υποκείμενο οστό καθώς και τεχνικές επιπλοκές στα εμφυτεύματα, τα εξαρτήματά τους ή την προσθετική εργασία. (Brägger U και συν. 2005).



Η επίτευξη παθητικής έδρασης φαίνεται να έχει ιδιαίτερη βαρύτητα για την κατανομή των δυνάμεων στις κοχλιούμενες επιεμφυτευματικές εργασίες. (Guichet DL και συν. 2000). Η αξιολόγηση της έδρασης μπορεί να γίνει με τη δοκιμασία εφαρμογής Sheffield κοχλιώνοντας τη μία προσθετική βίδα σε ακραίο στήριγμα στο εκμαγείο ή στο στόμα. Ο σκελετός θα πρέπει να εφαρμόζει παθητικά στα υπόλοιπα στηρίγματα. (White GE 1993, Γιαννικάκης Σ & Καρκαζής Η 2018).

Σε αντίθεση με τα δόντια που έχουν μια φυσιολογική κινητικότητα που κυμαίνεται από 56-108  $\mu\text{m}$ , τα ενσωματωμένα οδοντικά εμφυτεύματα έχουν μια ελάχιστη κινητικότητα, η οποία οφείλεται κυρίως στην ελαστική συμπεριφορά του οστού (~10 $\mu\text{m}$ ). (Adell R και συν. 1981, Choi JH και συν. 2007, Μπικος Ρ και συν. 2013, Sahin S 2001, Vigolo Ρ και συν. 2004, Burawi G και συν. 1997, Vigolo Ρ και συν. 2003, Assif D και συν. 1996).

Οι μηχανικές επιπλοκές που μπορεί να προκύψουν είναι τραύμα από σύγκλιση, αποκοχλίωση της προσθετικής βίδας ή της βίδας του εμφυτευματικού κολοβώματος ή ακόμα και θραύση του εμφυτεύματος. (Pjetursson BE και συν. 2014, Brägger U 2005, Brägger U και συν. 2001).

Το ανοιχτό όριο σε μια προσθετική εργασία δημιουργεί κατάλληλες συνθήκες για την ανάπτυξη οδοντικής μικροβιακής πλάκας, η οποία επηρεάζει δυσμενώς τους μαλακούς ιστούς και το οστό γύρω από το εμφύτευμα. (Lang NP και συν. 2000). Στην καθημερινή οδοντιατρική πράξη είναι πρακτικώς αδύνατο να επιτευχθεί απολύτως παθητική έδραση. (Bronson MR και συν. 2005, Witkowski S και συν. 2006, Oyagié RC και συν. 2009). Επιπλέον η επίδραση της ανακριβούς έδρασης της επιεμφυτευματικής αποκατάστασης στο υποκείμενο οστό δεν έχει πλήρως διαλευκανθεί. (Heckmann SM και συν. 2004, Kunavisarut C και συν. 2002, Guichet

DL και συν. 2000, Karl M και συν. 2012, Sahin S & Cehreli MC. 2001). Η ακρίβεια στην αποτύπωση των εμφυτευμάτων και στην κατασκευή της προσθετικής εργασίας είναι ένας σημαντικός παράγοντας για την επιβίωση και την επιτυχία των εμφυτευμάτων.

Είναι κρίσιμο να καταγραφεί με ακρίβεια η θέση του εμφυτεύματος στον χώρο προκειμένου να κατασκευαστεί η επιεμφυτευματική πρόσθεση με παθητική έδραση. Ένα προβληματικό αποτύπωμα ενδεχομένως οδηγήσει σε βιολογικές και τεχνικές επιπλοκές ως αποτέλεσμα της κακής έδρασης της προσθετικής εργασίας. (Branemark PI και συν. 1985, De La Cruz JE και συν. 2002, Naconecy MM και συν. 2004, Sahin S & Cehreli MC 2001, Wee AG και συν. 1999, Herbst D και συν. 2000, Chee W & Jivraj S. 2006, Assuncao WG και συν. 2008, Jemt T και συν. 1996, Conrad HJ και συν. 2007, Lee H και συν. 2008, Mrikos P και συν. 2012).

Μελέτες που έχουν γίνει, περιγράφουν διάφορες τεχνικές αποτύπωσης, χωρίς όμως να ξεκαθαρίζουν ποια τεχνική είναι προτιμότερη. Προτείνεται επίσης η χρήση νάρθηκα επιβεβαίωσης σε εμβόλιμο στάδιο πριν την κατασκευή του μεταλλικού σκελετού ώστε να ελεγχθεί η ακρίβεια του εκμαγείου εργασίας (Ercoli C και συν. 2012). Η κατασκευή μιας επιεμφυτευματικής αποκατάστασης με ιδεώδη παθητική έδραση είναι δύσκολο να επιτευχθεί λόγω των πολυάριθμων κλινικών και εργαστηριακών σταδίων, αλλά επίσης και λόγω του αυξημένου αριθμού υλικών και εξαρτημάτων που χρησιμοποιούνται κατά τη διάρκεια της κατασκευής της πρόσθεσης. (Liou AD και συν. 1993, De La Cruz JE και συν. 2002, Naconecy MM και συν. 2004, Choi JH και συν. 2007, Wenz HJ & Hertrampf K 2008, Jemt T και συν. 1996, Lee H και συν. 2008, Lee H και συν. 2008, Eckert SE και συν. 2005, Esposito M και συν. 2005, Del'Acqua MA και συν. 2008). Σε σχετικές έρευνες είναι προτιμότερο να μελετούνται ταυτόχρονα περισσότεροι του ενός παράγοντες ώστε να

αποσαφηνίζονται φαινόμενα που λαμβάνουν χώρα στο πολύπλοκο περιβάλλον της κλινικής πράξης και να αποκαλύπτονται τυχόν αλληλεπιδράσεις. (Villias A & Karkazis H 2016, Villias A & Niedermeier W 2014, Villias A & Niedermeier W 2014).

Η παθητική εφαρμογή των επιεμφυτευματικών προσθέσεων θεωρείται ως παράγοντας που συνεισφέρει στην μακρόχρονη λειτουργία των αποκαταστάσεων. Επομένως, η ακρίβεια ενός αποτυπώματος, όσον αφορά στην τεχνική και στα αποτυπωτικά υλικά είναι βαρύνουσας σημασίας. (De La Cruz JE και συν. 2002, Naconecy MM και συν. 2004, Wenz HJ & Hertrampf K 2008, Assif D και συν. 1999, Jemt T και συν. 1996, Conrad HJ και συν. 2007, Mrikos P και συν. 2012, Lee H και συν. 2008, Del'Acqua MA και συν. 2008, Wee AG 2000, Akca K & Cehreli MC 2004).

Όσον αφορά στις κλασικές μεθόδους αποτύπωσης για επιεμφυτευματικές προσθέσεις, η μέθοδος του κλειστού δισκαρίου φαίνεται να είναι η πιο συχνά χρησιμοποιούμενη σε συνδυασμό με βινυλοπολυσιλοξάνη μίας φάσης ή πολυαιθέρα. Από τα δύο αυτά υλικά η βινυλοπολυσιλοξάνη φαίνεται να δίνει καλύτερα αποτελέσματα. (Stefos S και συν. 2018).

Με την εμφάνιση των ψηφιακών συστημάτων σχεδίασης και κατασκευής με τις τεχνικές CAD/CAM (Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing) στην οδοντιατρική, έχουν απλουστευθεί οι διαδικασίες, έχουν μειωθεί οι χρόνοι παράδοσης εργασιών και έχει περιοριστεί ο όγκος των παραγόμενων απορριμμάτων (Duret F και συν. 1988, Kapos T al. 2009, Logozzo S και συν. 2014). Σε ένα σύγχρονο εργαστήριο με την παραλαβή του αποτυπώματος, τοποθετούνται τα ανάλογα εμφυτευμάτων και κατασκευάζεται το εκμαγείο εργασίας. Στη συνέχεια,

κοχλιώνονται οι ειδικοί εργαστηριακοί άξονες ψηφιακής αποτύπωσης, ακολουθεί η ψηφιοποίηση του εκμαγείου με εργαστηριακό σαρωτή και η σχεδίαση της αποκατάστασης με το σύστημα CAD. (Joda T & Brägger U. 2014, Joda T & Brägger U 2015, Joda T & Gallucci GO 2015, Kachalia PR & Geissberger MJ. 2010). Πρόσφατα έχουν εμφανιστεί συστήματα ψηφιακής αποτύπωσης για το ιατρείο, που επιπλέον υπόσχονται απαλλαγή από τα αποτυπωτικά υλικά και από την κατασκευή εκμαγείων εργασίας.

Η νέα τεχνολογία έχει ενσωματωθεί από εταιρίες εμφυτευμάτων. Στο εμπόριο υπάρχουν άξονες ψηφιακής αποτύπωσης με αναγνωρίσιμα πρότυπα σχήματα και τα αντίστοιχα ψηφιακά τους σχέδια σε ψηφιακές βιβλιοθήκες προτύπων. Τα συστήματα αυτά καταγράφουν τα πρότυπα σχήματα των αξόνων ψηφιακής αποτύπωσης που συνήθως κοχλιώνονται πάνω στα εμφυτεύματα και στη συνέχεια τα σχεδιαστικά προγράμματα CAD αναγνωρίζουν το εκτεθειμένο μέρος του προτύπου σχήματος, καθορίζοντας έτσι τη θέση του ψηφιακού αναλόγου στο εικονικό εκμαγείο εργασίας. (van der Meer WJ και συν. 2012, Hyun-Soon Pak και συν. 2010, Sytek A και συν. 2010).

Το ερώτημα που τίθεται είναι αν επιεμφυτευματικές αποκαταστάσεις που κατασκευάζονται μετά από κλασική αποτύπωση κλειστού δισκαρίου με μονοφασική πολυβυνιλοσιλοξάνη ή μετά από ψηφιακή αποτύπωση με ενδοστοματικό σύστημα σάρωσης έχουν καλύτερη εφαρμογή στο όριο. Στην παρούσα εργασία μελετήθηκε η οριακή εφαρμογή εκτεταμένων κοχλιούμενων επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων ως αποτέλεσμα της μεθόδου αποτύπωσης και της σειράς κοχλίωσης των εμφυτευματικών κολοβωμάτων. Συγκρίθηκαν μια μέθοδος ενδοστοματικής ψηφιακής αποτύπωσης με μια μέθοδο αποτύπωσης με ελαστικομερές αποτυπωτικό υλικό σε συνδυασμό με την τεχνική κοχλίωσης.

Σε αυτό το σημείο θα ήθελα να ευχαριστήσω όλο το Διδακτικό και Επιστημονικό Προσωπικό του εργαστηρίου Βιοϋλικών της Οδοντιατρικής Σχολής του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών. Ιδιαίτερα ευχαριστώ τον Διευθυντή του εργαστηρίου, Καθηγητή κ. Γεώργιο Ηλιάδη που διέθεσε τις υποδομές του εργαστηρίου για την διεξαγωγή του πειραματικού μέρους αυτής της εργασίας και τον Αναπληρωτή Καθηγητή κ. Σπυρίδωνα Ζηνέλη, για την συμβολή του και τις παρατηρήσεις του στην διαδικασία σκληρομέτρησης που έγινε στα πλαίσια χαρακτηρισμού του κράματος που χρησιμοποιήθηκε στο πείραμα αυτό.

Ιδιαίτερος ευχαριστώ τον επιβλέποντα Καθηγητή κ Τριαντάφυλλο Παπαδόπουλο για την άριστη συνεργασία μας, χωρίς την καθοδήγηση του οποίου, η περάτωση της μελέτης αυτής δε θα ήταν δυνατή. Στις πολυάριθμες συναντήσεις μας η πείρα του ως ακαδημαϊκού δάσκαλου μου έδωσαν την ευκαιρία να δημιουργήσω πρότυπα για την μετέπειτα πορεία μου και να μελετήσω θέματα που άπτονται των πλέον πρόσφατων τεχνολογικών εξελίξεων της σύγχρονης οδοντιατρικής.

Θέλω ακόμα να ευχαριστήσω τον μέντορα και φίλο Καθηγητή κ. Ηρακλή Καρκαζή που με παρότρυνε να συνεχίσω τις σπουδές μου ενθαρρύνοντάς με να καταθέσω την αίτηση για την ένταξή μου στο μεταπτυχιακό πρόγραμμα ειδίκευσης στα οδοντιατρικά Βιοϋλικά.

Επιπλέον ευχαριστώ την Επίκουρη Καθηγήτρια κα. Ασπασία Σαραφianού που μαζί με τον κ. Καρκαζή διέθεσαν χρόνο για την κριτική αξιολόγηση και τις παρατηρήσεις τους για το παρόν έργο ως μέλη της επιτροπής αξιολόγησης.

Επίσης ευχαριστώ τον Καθηγητή Ορθοδοντικής κ. Χαλαζωνίτη Δημήτρη για την παραχώρηση και την επίδειξη του συστήματος ενδοστοματικής ψηφιακής

αποτύπωσης i-terio καθώς και για τη συμβολή του στην αρχική επεξεργασία των ψηφιακών αρχείων.

Ακόμα οφείλω να ευχαριστήσω τον οδοντικό τεχνολόγο Ιωάννη Μαλινδρέτο για την κατασκευή των εκμαγείων εργασίας, την ψηφιοποίησή τους και το σχεδιασμό των μεταλλικών σκελετών με βάση τις προδιαγραφές που τέθηκαν στα πλαίσια αυτής της μελέτης.

Ευχαριστώ επίσης όλο το προσωπικό του πιστοποιημένου εργαστηρίου «Εργαστήρι 86» και ιδιαιτέρως τους οδοντικούς τεχνολόγους Σοφία Κουτρούλη, Πωλίνα Λαλαούνη, Δημήτρη Παπαχρήστου, Γεώργιο Αυδή και Θανάση Αποστολακόπουλο για την κατασκευή και επεξεργασία των μεταλλικών σκελετών που χρησιμοποιήθηκαν σε αυτή τη μελέτη.

Θέλω επίσης να ευχαριστήσω την οικογένειά μου για την υποστήριξη που παρείχαν παρά τις δυσκολίες που είχαμε να αντιμετωπίσουμε. Ιδιαίτερα ευχαριστώ τον αδερφό μου Γεώργιο Βίλλια, Ηλεκτρολόγο Μηχανικό και Μηχανικό Ηλεκτρονικών Υπολογιστών MSc, για την συμβολή του στην ανάπτυξη των προγραμμάτων «Data\_Table\_Generator\_V5FX» και «Coding\_Input».

# **ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ**

## **1. Σχηματισμός οδοντικής μικροβιακής πλάκας και ο ρόλος της στην αποίκιση της διεπιφάνειας εμφυτεύματος – εμφυτευματικού κολοβώματος**

Οι βακτηριακές εναποθέσεις στην στοματική κοιλότητα καλούνται οδοντική μικροβιακή πλάκα (ΟΜΠ). Η ΟΜΠ αποτελείται από βακτήρια οργανωμένα σε μια μήτρα, κύρια σύσταση της οποίας είναι εξωκυττάριοι πολυσακχαρίτες και συστατικά του σάλιου και του ουλικού υγρού. Ο σχηματισμός της ΟΜΠ είναι μια πολύπλοκη διαδικασία που λαμβάνει χώρα στο στοματικό περιβάλλον. (Lindhe J και συν 2008). Οι εκτεθειμένες επιφάνειες στο υγρό, μη στείρο στοματικό περιβάλλον, όπως τα δόντια, τα εμφυτεύματα και οι προσθέσεις αποτελούν σταθερές επιφάνειες που δεν προστατεύονται από τον μηχανισμό της κυτταρικής απόπτωσης. (Vassilakos N και συν. 1992). Στις επιφάνειες που είναι εκτεθειμένες στο στοματικό περιβάλλον σχηματίζεται αυθόρμητα το βιοϋμένιο - ένας υμένας από πολυσακχαρίτες, ο οποίος αποτελεί προϋπόθεση για τον σχηματισμό της ΟΜΠ. Αυτός ο σχηματισμός αλλάζει τις ιδιότητες της επιφάνειας του υποστρώματος διευκολύνοντας την πρόσδεση βακτηριδίων. (Block PL 1987).

Τα βακτήρια που κινούνται ελεύθερα στο υγρό στοματικό περιβάλλον μπορούν αυθόρμητα να προσκολληθούν στις εκτεθειμένες επιφάνειες. Αρχικά χαλαρά και στη συνέχεια μπορεί να αγκιστρωθούν σταθερά εφόσον αφεθούν αδιατάρακτα. Από το σημείο αυτό και έπειτα αρχίζει ο εποικισμός της επιφάνειας με περισσότερα βακτήρια και ο σχηματισμός ώριμης ΟΜΠ. Οι αρχικοί αποικιστές παίζουν ρόλο κλειδί στη δημιουργία της ώριμης ΟΜΠ, η οποία γίνεται σε 4 φάσεις. Ο κύριος τύπος των βακτηρίων που αποικίζουν αρχικά το υπόστρωμα είναι στρεπτόκοκκοι. (Gröbner-Schreiber B και συν. 2001, Koidis PT και συν. 1991, Quirynen M και συν. 2000).



Ένας από τους πιο σημαντικούς παράγοντες που επηρεάζουν τον σχηματισμό ΟΜΠ είναι η ύπαρξη σχισμοειδών χώρων. Στις περιοχές αυτές τα περιοδοντοπαθογόνα βακτήρια που αρχικά εποικίζουν το υπόστρωμα μπορούν να προσφουθούν στέρεα και να αποτελέσουν τη βάση για την περαιτέρω εναπόθεση και οργάνωση της ΟΜΠ. (Mombelli A & Décaillet F 2011). Τυχόν διαφορές στο όριο κοχλιούμενων επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων δημιουργούν σχισμοειδή χώρο που παρέχει προστασία από τους φυσικούς μηχανισμούς απομάκρυνσης της ΟΜΠ. (Quirynen M και συν. 2000, Berglundh T και συν. 2007).

Η ύπαρξη σχισμοειδούς χώρου στο όριο μεταξύ εμφυτευματικού κολοβώματος και εμφυτεύματος, ο οποίος έχει άμεση γειτνίαση με τον περιεμφυτευματικό βλεννογόνο, αποτελεί ένα παράγοντα κινδύνου ο οποίος μπορεί να έχει επιπτώσεις στην υγεία των περιεμφυτευματικών ιστών. (Weber HP και συν. 2006). Έχει βρεθεί ότι τα περιοδοντοπαθογόνα βακτήρια είναι παρόμοια στα εμφυτεύματα και στα δόντια. (Lindhe J και συν. 2008). Το κενό μεταξύ εμφυτεύματος και εμφυτευματικού κολοβώματος φαίνεται να παίζει σημαντικό ρόλο στην βακτηριακή εποίκιση του περιεμφυτευματικού βλεννογόνου και μπορεί να οδηγήσει σε περιεμφυτευματική βλεννογονίτιδα με επακόλουθη απορρόφηση οστού. (Tripodis D και συν. 2012, Passos SP και συν. 2013).

Μακροπρόθεσμα, σε περιπτώσεις που παραμένουν χωρίς θεραπεία, εφόσον σχηματιστεί ΟΜΠ και προκαλέσει φλεγμονή στους περιεμφυτευματικούς ιστούς, μπορεί να υπάρξει επίπτωση στην πρόγνωση του εμφυτεύματος και της επιεμφυτευματικής προσθετικής αποκατάστασης. (Lang NP και συν 2004, Lindhe J και συν 2008). Επιπλέον, το φατνιακό οστό αναδιαμορφώνεται κοντά στην διεπιφάνεια εμφυτεύματος – εμφυτευματικού κολοβώματος και παρά τις προσπάθειες

που καταβάλλονται για να αποφευχθεί η διαδικασία, αυτή συμβαίνει μετά την τοποθέτηση του εμφυτεύματος και την φόρτισή του. (Yang TC & Maeda Y 2013).

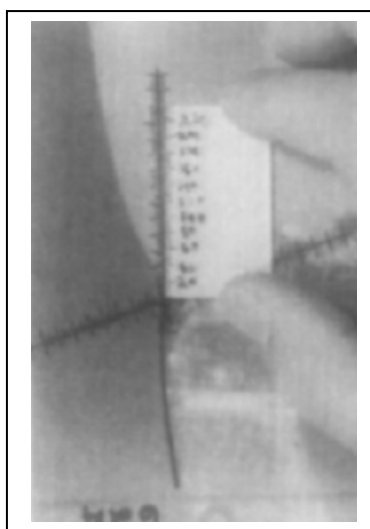
Από το πρώτο έτος φόρτισης των εμφυτευμάτων παρατηρείται οριζόντια οστική απορρόφηση γύρω από το εμφύτευμα έως 1,5mm που θεωρείται αποδεκτή. Μετά από αυτό το πρώτο διάστημα γρήγορης αναδιαμόρφωσης ο ετήσιος ρυθμός απορρόφησης μειώνεται σε έως 0,2mm ανά έτος. (Papaspyridakos P και συν. 2012). Υπάρχουν πολλοί παράγοντες που μπορεί να αυξάνουν τον ρυθμό απορρόφησης του φατνιακού οστού γύρω από τα ενσωματωμένα εμφυτεύματα, όπως το κενό που αναπόφευκτα υπάρχει μεταξύ εμφυτεύματος και εμφυτευματικού κολοβώματος, η δημιουργία βιολογικού εύρους πρόσφυσης, έλλειψη παθητικής έδρασης της επεμφυτευματικής πρόσθεσης, υπέρμετρες συγκλεισιακές φορτίσεις. (Papaspyridakos P και συν. 2012, Yang TC & Maeda Y 2013). Η βακτηριδιακή μικροδιδείσδυση και η συνεπακόλουθη περιεμφυτευματική φλεγμονώδης αντίδραση θα μπορούσε να συσχετίζεται με την βακτηριδιακή μόλυνση και τις μικροκινήσεις στη διεπιφάνεια εμφυτεύματος – εμφυτευματικού κολοβώματος. Αυτοί είναι ταυτόχρονα και κάποιοι από τους παράγοντες που συνεισφέρουν στην απώλεια φατνιακού οστού.

## **2 Τρόποι αξιολόγησης της οριακής εφαρμογής**

Σε σχετική ανασκόπηση της βιβλιογραφίας διαπιστώθηκε ότι υπάρχουν αρκετές προσεγγίσεις για τη μελέτη της εφαρμογής στο όριο καθώς και ποικίλων χαρακτηριστικών που σχετίζονται με την εφαρμογή των αποκαταστάσεων στα δόντια στηρίγματα ή στα εμφυτευματικά κολοβώματα. (Holmes JR και συν. 1989)

### **2.1 Οπτική μικροσκοπία**

Ο Sorensen JA (1990) στο άρθρο του παρουσίασε μια τεχνική για την αξιολόγηση της οριακής εφαρμογής. Έλαβε μικροφωτογραφίες με τη βοήθεια στερεοσκοπικού μικροσκοπίου απευθείας από διαμηθέντα δοκίμια. Κατέγραψε το άνοιγμα στο όριο των αποκαταστάσεων τοποθετώντας μια διαφάνεια επί των φωτογραφιών και σκιαγραφώντας το προφίλ ανάδυσης της αποκατάστασης, την τομή της ρίζας του δοντιού στηρίγματος και την γραμμή του ορίου της παρασκευής.



***Εικόνα 1:*** Αξιολόγηση της οριακής εφαρμογής από μικροφωτογραφίες διαμηθέντων αποκαταστάσεων.

Οι Agar JR και συν. (1997) εξέτασαν την επίδραση των εργαλείων, τα οποία χρησιμοποιήθηκαν για την αφαίρεση περισσειών κονίας, στην επιφάνεια εμφυτευματικών κολοβωμάτων, φωτογραφίζοντας άμεσα κάθε τεταρτημόριο των δοκιμίων τους με άμεση παρατήρηση σε στερεομικροσκόπιο.

Ο Janke A (2001) στην έρευνά του για την επίδραση της δυναμικής φόρτισης στην σταθερότητα παραγόντων συγκόλλησης στο όριο των αποκαταστάσεων, εξέτασε μέσω αντιγράφων το όριο που δεν είχε πληρωθεί από κονία. Κατασκευάστηκαν αρνητικά αντίγραφα των αποκαταστάσεων επί των δοντιών στηριγμάτων πριν και μετά την συγκόλληση, καθώς και μετά από δυναμική φόρτιση με 15000 και 30000 κύκλους. Τεμάχισαν τα αντίγραφα αξονικά σε έξι προεπιλεγμένα σημεία και τα φωτογράφησαν σε οπτικό μικροσκόπιο. Στη συνέχεια ανέλυσαν τις φωτογραφίες ψηφιακά.

Οι Gassino G και συν. (2004) εξέτασαν κυκλοτερώς σε 360° την οριακή εφαρμογή ακίνητων προσθετικών εργασιών επί δοντιών στηριγμάτων. Στους σκοπούς της εργασίας τους ήταν να διευκρινίσουν τον ελάχιστο αριθμό απαιτούμενων μετρήσεων για αντιπροσωπευτικά αποτελέσματα. Το δείγμα τους ήταν 14 στεφάνες κατασκευασμένες με διάφορες τεχνικές. Έλαβαν φωτογραφίες της κάθε στεφάνης με τυποποιημένη τεχνική χρησιμοποιώντας πρωτότυπο εξοπλισμό. Για τον δεύτερο στόχο της έρευνάς τους ανέλυσαν ένα περιορισμένο αριθμό δειγμάτων και κατέληξαν ότι η μέτρηση του ορίου σε λιγότερο από 18 σημεία ενδεχομένως οδηγήσει σε παραπλανητικά συμπεράσματα.

Η Wunden S (2007), στην εργαστηριακή της μελέτη, αξιολόγησε την επίδραση της δυναμικής φόρτισης στην σταθερότητα μιας σειράς παραγόντων συγκόλλησης στο όριο στεφανών ζirkονίας. Μελέτησε επίσης τη μικροδιείσδυση και την αντοχή στον

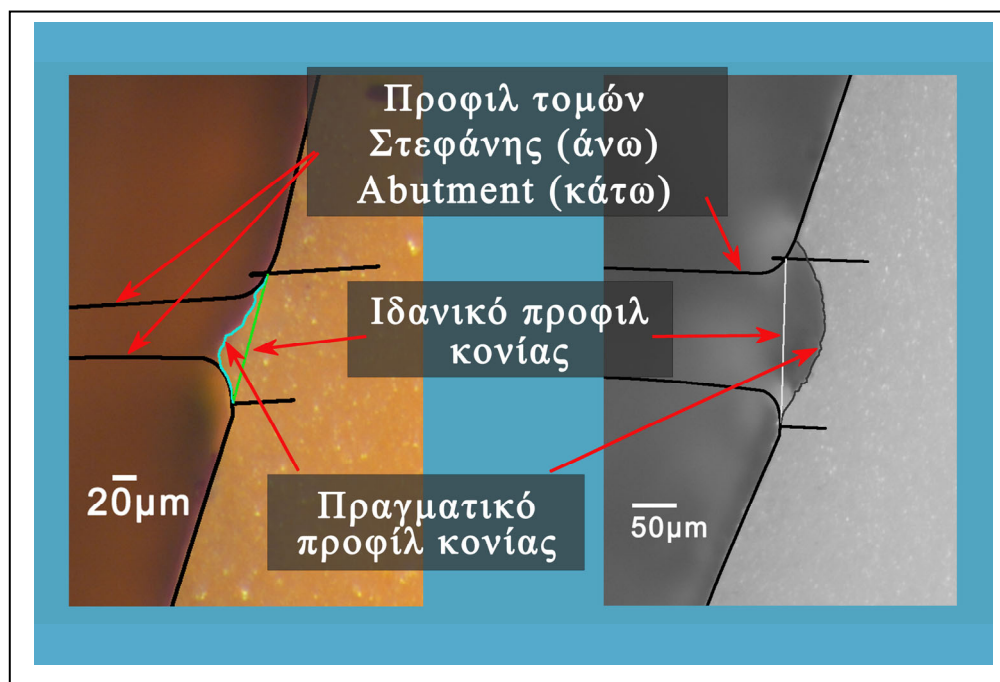
εφελκυσμό των ολοκεραμικών στεφανών σε δόντια. Εξέτασε το όριο των δοκιμών της με οπτικό μικροσκόπιο και τρόπο παρόμοιο με τον Janke A 2001 πριν και μετά την συγκόλληση σε 6 προκαθορισμένα σημεία χρησιμοποιώντας την τεχνική του αρνητικού αντιγράφου. Επίσης μελέτησε τα δοκίμιά της με απευθείας παρατήρηση στο μικροσκόπιο.

Η τεχνική της αρνητικής ρέπλικας χρησιμοποιήθηκε και από τον Hüttebräucker M (2008) στη μελέτη του για την αντοχή στη θραύση μεταλλοκεραμικών και ολοκεραμικών ακίνητων προσθετικών αποκαταστάσεων με πρόβολο, καθώς και τη σταθερότητα παραγόντων συγκόλλησης στο όριο της αποκατάστασης υπό την επίδραση μιας σειράς παραγόντων. Στη μελέτη του ανέλυσε τομείς των αρνητικών αντιγράφων, καθώς και των ίδιων των δοκιμών υπό οπτικό μικροσκόπιο.

Οι Linkevicus T και συν. (2011) εξέτασαν την επίδραση μιας σειράς παραγόντων στο σχηματισμό περισσειών κονιάς στο όριο επιεμφυτευματικών συγκολλούμενων στεφανών. Χρησιμοποίησαν δύο μεθόδους αξιολόγησης. Η μια μέθοδος ήταν η ζύγιση της περίσσειας της κονιάς και η άλλη ήταν μια φωτογραφική μέθοδος στην οποία φωτογράφησαν τα δοκίμιά τους ανά τεταρτημόριο με τυποποιημένη μέθοδο. Στη συνέχεια αναγνώρισαν την περίμετρο της περίσσειας στη μικροφωτογραφία.

Ο Villias A (2015) εξέτασε το όριο επιεμφυτευματικών στεφανών ποσοτικά σε οπτικό μικροσκόπιο, με την τεχνική του αρνητικού αντιγράφου. Συγκεκριμένα μελέτησε εργαστηριακά την επίδραση του συνδυασμού τριών παραγόντων στην επιφάνεια της εκτεθειμένης κονιάς στο όριο συγκολλούμενων επιεμφυτευματικών στεφανών. Κάθε δοκίμιο προετοιμάστηκε συνδυάζοντας τους τρεις υπό μελέτη παράγοντες, επίπεδο αρχικής εφαρμογής της προσθετικής εργασίας, τύπος κονιάς και τεχνική απομάκρυνσης περισσειών. Ακολούθησε κατασκευή αρνητικού αντιγράφου,

που διατηρήθηκε κάθετα στο όριο σε έξι τμήματα. Ελήφθησαν φωτογραφίες από τα τμήματα, οι οποίες επεξεργάστηκαν και αξιολογήθηκαν. Σε αυτή τη μελέτη αποσαφηνίστηκε η πολυπλοκότητα με την οποία αλληλεπιδρούν τρεις παράγοντες κατά τη διάρκεια της διαδικασίας συγκόλλησης, επηρεάζοντας χαρακτηριστικά της εκτεθειμένης επιφάνειας κονιάς, όπως φαίνεται στην εικόνα 2.



*Εικόνα 2: Μικροφωτογραφίες από τομές των αρνητικών αντιγράφων. Η τεχνική επιτρέπει τον καθορισμό του ορίου με ακρίβεια και επαναλήψιμο τρόπο.*

## **2.2. Ηλεκτρονικό μικροσκόπιο σάρωσης**

Οι μελέτες με ηλεκτρονικό μικροσκόπιο σάρωσης αποκαλύπτουν με μεγάλη ευκρίνεια τυχόν διαφορές ή άλλα προβληματικά σημεία στο όριο αποκαταστάσεων. (Apicella D και συν. 2010, Belser UC και συν 1985).

Οι Belser UC και συν. (1985) εξέτασαν την οριακή εφαρμογή σε 36 μεταλλοκεραμικές στεφάνες, χρησιμοποιώντας μια έμμεση τεχνική με αντίγραφο ρητίνης. Η οριακή εφαρμογή κάθε δοκιμίου αξιολογήθηκε με μία μέτρηση.

Εξετάστηκε το μέγιστο άνοιγμα στο όριο σε μια ανασύνθεση εικόνας από ηλεκτρονικό μικροσκόπιο σάρωσης. Στο άρθρο τους αναφέρονται και στο υψηλό κόστος της μεθόδου.

Οι Apicella D και συν. (2010) στην μελέτη τους για την οριακή εφαρμογή επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων με χρήση συγκολλούμενων εμφυτευματικών κολοβωμάτων ζirkονίας, εξέτασαν τα δοκίμιά τους άμεσα σε ηλεκτρονικό μικροσκόπιο σάρωσης. Επίσης εξέτασαν την διεπιφάνεια με καταστροφική μέθοδο διάτμησης.

### **2.3. Προφίλομετρία**

Η αξιολόγηση με ποσοτικές μεταβλητές είναι προτιμότερη από την ποιοτική ανάλυση, η οποία μπορεί να επηρεαστεί από την υποκειμενική κρίση του εξεταστή. Χαρακτηριστικά του ορίου της αποκατάστασης μπορούν να εξεταστούν και με προφιλόμετρα.

Οι Mitchell CA και συν. (1999) εξέτασαν την εκτεθειμένη επιφάνεια της κονίας στο όριο ακίνητων αποκαταστάσεων, χρησιμοποιώντας προφιλόμετρο με ακίδα. Ανέκτησαν αλληπάλληλα προφίλ από τις σχετικά επίπεδες εγγύς και άπω επιφάνειες των δοκιμίων τους. Τα προφίλ που σχηματίστηκαν μελετήθηκαν ψηφιακά με αλληλεπίθεση της επιφάνειας πριν και μετά την συγκόλληση. Τα δοκίμια επίσης μελετήθηκαν ποιοτικά με ηλεκτρονικό μικροσκόπιο σάρωσης.

Οι Mitchell CA και συν. (2001) μελέτησαν επίσης την οριακή εφαρμογή σε τέσσερις τύπους στεφανών, μετά την συγκόλληση, με ένα προφιλόμετρο. Και σε αυτή τη μελέτη εξετάστηκαν οι σχετικά επίπεδες εγγύς και άπω επιφάνειες προγομφίων. Η μορφολογία των προφίλ αναλύθηκε και ποιοτικά.

Οι Mansour YF και συν. (2006) εξέτασαν την υπολειμματική κονία στο όριο στεφανών κάνοντας ανάλυση με προφιλόμετρο ακολουθώντας την τεχνική που ανέπτυξαν οι Mitchell CA και συν. (1999 & 2001).

Με μια παρόμοια τεχνική οι Cresti S και συν. (2013) μελέτησαν το όριο συγκολλούμενων επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων. Ανέλυσαν πολλαπλά προφίλ από 4 προεπιλεγμένες περιοχές ανά 90° στο όριο κάθε δοκιμίου. Στη μελέτη τους κατάφεραν να συνδυάσουν τα προφίλομετρικά δεδομένα με αντίστοιχες φωτογραφίες που λήφθηκαν από οπτικό μικροσκόπιο αναγνωρίζοντας τη μορφολογία από ένα ανάγλυφο σημάδι σε κάθε δοκίμιο.

#### **2.4 Μικροτομογραφία**

Η πρόοδος της τεχνολογίας παρέχει νέα εργαστηριακά όργανα επιτρέποντας την τρισδιάστατη μελέτη της εφαρμογής αποκαταστάσεων.

Οι Kim EH και συν. (2017) μελέτησαν με μικροτομογράφο την οριακή εφαρμογή στεφανών από βασικό κράμα που είχαν κατασκευαστεί με διαφορετικές τεχνικές. Στην μελέτη τους σχολίασαν τα πλεονεκτήματα της μεθόδου που περιελάμβαναν μη καταστροφική προσέγγιση, δυνατότητα μελέτης της εσωτερικής δομής του δοκιμίου,

### **3 Παθητική έδραση**

Όσον αφορά στις προσθετικές εργασίες, δε φαίνεται να υπάρχει συμφωνία ως προς το εύρος της κλινικά αποδεκτής απόστασης στο όριο. (Christensen GJ 1966, Dedmon HW 1982, Kois JC 1996, Roulet JF 1994).

Οι Bronson MR και συν. (2005) στη μελέτη τους αξιολόγησαν το αποδεκτό όριο χυτών αποκαταστάσεων. Εξεταστές ήταν φοιτητές και προσθετολόγοι, οι οποίοι αξιολογούσαν το όριο με ανιχνευτήρα. Επίσης μετρήθηκε η πραγματική απόσταση



στο όριο συγκολλημένων στεφανών. Στη μελέτη αυτή η απόσταση στο όριο κυμάνθηκε από 40-615 $\mu\text{m}$  και φάνηκε να υπάρχει συμφωνία μεταξύ των εξεταστών σχετικά με την αποδοχή ή όχι των ακραίων καταστάσεων. Όμως η διακύμανση των διαφορών στο όριο που θεωρούνταν αποδεκτές ήταν μεγάλη και για τις δύο κατηγορίες εξεταστών.

Οι κλινικώς αποδεκτές διαφορές στο όριο επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων παρουσιάζουν μεγάλη διακύμανση επίσης. Οι Keith SE και συν. (1999), στην εργασία τους μέτρησαν τις οριακές διαφορές μεταξύ εμφυτευμάτων και στεφανών απευθείας με οπτικό μικροσκόπιο. Παρατηρήθηκαν τέσσερις προεπιλεγμένες θέσεις στην περιφέρεια της αποκατάστασης και αποκάλυψαν στατιστικώς σημαντική διαφορά μεταξύ συγκολλούμενων και κοχλιούμενων αποκαταστάσεων, με τις συγκολλούμενες να παρουσιάζουν μεγαλύτερες διαφορές. Στη μελέτη τους η οριακή εφαρμογή κυμαινόταν από 8.5 $\mu\text{m}$  έως 67.4 $\mu\text{m}$ .

Οι Guichet DL και συν. (2000) μελέτησαν σε εργαστηριακή έρευνα την οριακή εφαρμογή και την παθητική έδραση κοχλιούμενων και συγκολλούμενων επιεμφυτευματικών γεφυρών χρησιμοποιώντας ένα φωτοελαστικό μοντέλο. Βρήκαν ότι οι αποκαταστάσεις και των δύο τύπων συγκράτησης είχαν παρόμοιες διαφορές στο όριο πριν από την έδραση. Ενώ μετά την έδραση οι κοχλιούμενες είχαν απόσταση στο όριο 16.5 $\mu\text{m}$  και οι συγκολλούμενες 49.1 $\mu\text{m}$ . Έδειξαν επίσης ότι οι συγκολλούμενες αποκαταστάσεις δίνεμαν καλύτερα τις δυνάμεις στα εμφυτεύματα στηρίγματα. Όμως οι Heckmann SM και συν. (2004) με αντίστοιχη μεθοδολογία διαπίστωσαν παρόμοιες τάσεις και για τους δύο τύπους σύνδεσης των αποκαταστάσεων σε παρόμοιο μοντέλο.

Επιπλέον έχει δειχθεί ότι οι οδοντίατροι έχουν δυσκολία να εκτιμήσουν ικανοποιητικά τα όρια στεφανών όταν δεν υπάρχει δυνατότητα άμεσης οπτικής παρατήρησης (Christensen GJ 1966, Dedmon HW 1985)

Οι Kan JYK και συν. (1999) προσπάθησαν να καθορίσουν τον όρο παθητική έδραση αναλύοντας τη σχετική βιβλιογραφία για κλινικές μεθόδους αξιολόγησης των διαφορών στο όριο επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων. Βρήκαν πληθώρα μεθόδων, οι οποίες όμως δεν κατάφεραν να καθορίσουν με ακρίβεια την απόσταση στο όριο. Κατέληξαν συστήνοντας συνδυασμούς αυτών των μεθόδων αξιολόγησης για καλύτερα αποτελέσματα ενώ διαπίστωσαν ότι τα κλινικώς αποδεκτά όρια για την παθητική έδραση είναι εμπειρικά.

Οι Oyagüe RC και συν. (2009) εξέτασαν με ηλεκτρονικό μικροσκόπιο σάρωσης την επίδραση της τεχνικής κατασκευής προσθέσεων στην οριακή εφαρμογή επιεμφυτευματικών συγκολλούμενων γεφυρών. Έδειξαν ότι ο τύπος του κράματος, το πυρόχωμα και η μέθοδος χύτευσης επηρεάζουν την κάθετη απόσταση στο όριο των σκελετών. Ενώ στην μελέτη τους η κλινικώς αποδεκτή μέση κάθετη απόσταση στο όριο ήταν 79.65μm για αποκαταστάσεις Co-Cr, 31.88μm για αποκαταστάσεις Ti και 23.91μm για Pd-Au κράματα.

Η εισαγωγή συστημάτων CAD/CAM στην καθημερινή οδοντιατρική πράξη οδήγησε στην τυποποίηση και τον έλεγχο με ηλεκτρονικούς υπολογιστές της ποιότητας των παραδιδόμενων προσθετικών εργασιών. Φαίνεται ότι η ακρίβεια και συνεπώς η διαφορές στο όριο που προκύπτουν θα μπορούσαν να ταξινομηθούν.

Οι Witkowski S και συν. (2006) στη μελέτη τους αξιολόγησαν την ακρίβεια στο όριο σκελετών από Ti, οι οποίοι είχαν παραχθεί με 3 διαφορετικά CAD/CAM συστήματα πριν και μετά τη βελτίωση της έδρασης με παρέμβαση. Βρήκαν διαφορές στο όριο

που κυμαίνονταν από 32.9μm έως 127.8μm πριν την παρέμβαση και 3.4μm έως 58.4μm μετά την παρέμβαση, η οποία βελτίωσε σημαντικά την ακρίβεια εφαρμογής. Τα αποτελέσματά τους έδειξαν ότι ένα από τα συστήματα που εξετάστηκαν έδωσε προσθέσεις με καλύτερη εφαρμογή αλλά χρειάστηκε περισσότερος χρόνος για τις χειροκίνητες διορθώσεις.

Οι Han HS και συν. (2011) σε μια εργαστηριακή μελέτη εξέτασαν την επίδραση της μεθόδου κατασκευής και τον σχεδιασμό του ορίου στην οριακή και αξονική εφαρμογή στεφανών τιτανίου. Αφού συγκόλλησαν τις στεφάνες τις τεμάχισαν και παρατήρησαν άμεσα τα τεμάχια κάτω από οπτικό μικροσκόπιο, καθώς και με ηλεκτρονικό μικροσκόπιο σάρωσης. Βρήκαν καλύτερη εφαρμογή στο όριο στην ομάδα δοκιμίων από χυτήριο παρά στην ομάδα από σύστημα CAD/CAM.

Οι Hamza TA και συν. (2013) εξέτασαν την επίδραση 2 διαφορετικών CAD/CAM συστημάτων στην εφαρμογή στο όριο 2 ειδών κεραμικών στεφανών. Οι μετρήσεις έγιναν σε ψηφιακές εικόνες δοκιμίων που φωτογραφήθηκαν σε οπτικό μικροσκόπιο. Βρήκαν ότι η τεχνική CAD/CAM, ο τύπος του κεραμικού και η αλληλεπίδραση μεταξύ αυτών των παραγόντων είχαν στατιστικώς σημαντικές επιδράσεις στην μέση οριακή εφαρμογή. Στη μελέτη αυτή το σύστημα Everest CAD/CAM έδωσε αποκαταστάσεις με καλύτερη εφαρμογή από το Cerec 3D.

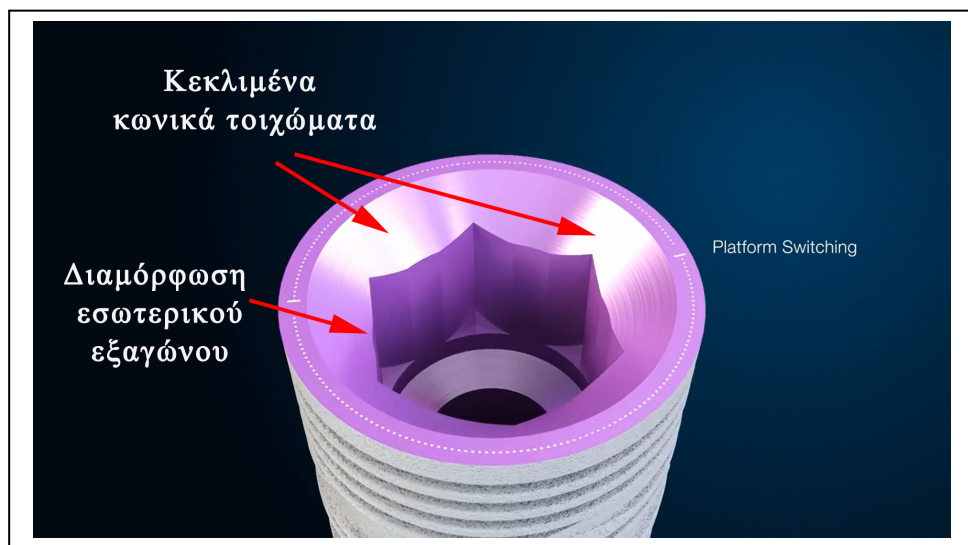
Η εφαρμογή της αποκατάστασης ελέγχεται με τη δοκιμασία Sheffield. Πολλοί συγγραφείς προτείνουν την κοχλίωση με ελάχιστη ελεγχόμενη ροπή 10Ncm. (Barbi FC και συν. 2012, Presotto AG και συν. 2017, Kioleoglou I και συν. 2019). Η απόσταση στο όριο θα πρέπει να διατηρείται όσο γίνεται πιο μικρή, διότι είναι κρίσιμο για την επιτυχή μακροχρόνια επιβίωση των αποκαταστάσεων. (Edelhoff D και συν 2007, Γιαννικάκης Σ & Καρκαζής Η 2018). Επηρεάζει την μικροδιείσδυση,

το σχηματισμό κενού στο όριο καθώς και την κατάσταση των περιεμφυτευματικών ιστών. (Jacobs MS & Windeler AS 1991, Kan JYK και συν 1999, Sorensen JA 1989). Γενικά ο στόχος είναι μηδενική απόσταση στο όριο αλλά τα τέλεια όρια και η απόλυτη παθητική εφαρμογή είναι σχεδόν αδύνατο να επιτευχθούν (Heckmann SM και συν 2004, Keith SE και συν 1999).

#### **4. Εμφυτεύματα με εσωτερική διαμόρφωση σύνδεσης**

Σε μια προσπάθεια να βελτιωθεί η σταθερότητα της σύνδεσης μεταξύ εμφυτεύματος και εμφυτευματικού κολοβώματος, αναπτύχθηκε ο τύπος σύνδεσης εσωτερικής διαμόρφωσης, με τελείως διαφορετικά χαρακτηριστικά από την σύνδεση εξωτερικής διαμόρφωσης σχετικά με το μέγεθος, την επιφάνεια σύνδεσης και τη γεωμετρία. Οι εσωτερικοί τύποι σύνδεσης εμφυτεύματος - εμφυτευματικού κολοβώματος, παρουσιάζουν υψηλότερη αντίσταση στην κάμψη και βελτιωμένη συμπεριφορά στην κατανομή των δυνάμεων προς το εμφύτευμα. (Asvanund P & Morgano SM 2011). Πολλές εταιρίες εισήγαγαν τον εσωτερικό τύπο σύνδεσης για να μειώσουν τον κίνδυνο χαλάρωσης της βίδας του εμφυτευματικού κολοβώματος και τις συνεπακόλουθες θραύσεις. Στο εμπόριο σήμερα κυκλοφορούν εμφυτεύματα με πληθώρα σχεδιασμών εσωτερικής διαμόρφωσης όπως οκτάγωνο, εξάγωνο, τετράγωνο, τρίγωνο ή κάποια άλλη διαμόρφωση, ενώ ο αυχέννας μπορεί να διαθέτει παράλληλα τοιχώματα ή κωνικά με διάφορες κλίσεις. (Wiskott HW και συν. 2007, Steinebrunner L και συν. 2008, Γιαννικάκης Σ & Καρκαζής Η 2018.). Όσον αφορά στα συστήματα εσωτερικού εξαγώνου έχουν το πλεονέκτημα αποκαταστάσεων με αντιπεριστροφική ιδιότητα, σταθερότητα, μεγαλύτερη αντοχή και καλύτερη κατανομή των δυνάμεων προς το εμφύτευμα. (Kofron MD και συν. 2019, Takahashi JM και συν. 2015).

Η σύνδεση διαμόρφωσης εσωτερικού εξαγώνου έχει αυξημένη επιφάνεια άμεσης επαφής με το εμφύτευμα και το ανάλογο του εμφυτεύματος επιτρέποντας την τοποθέτηση του αναλόγου στον άξονα αποτύπωσης πριν γίνει η κατασκευή του εκμαγείου εργασίας. Το σύστημα σύνδεσης εσωτερικού εξαγώνου έχει πλεονεκτήματα όπως, ευκολία σύνδεσης του εμφυτευματικού κολοβώματος, δυνατότητα τοποθέτησης εμφυτευμάτων σε μια φάση αποφεύγοντας το δεύτερο χειρουργείο για την τοποθέτηση της βίδας επούλωσης, υψηλότερη σταθερότητα και αντιπεριστροφή σε σχέση με το εξωτερικό εξάγωνο, καθώς υπάρχει μεγαλύτερη επιφάνεια συγκράτησης του εμφυτευματικού κολοβώματος. Είναι καταλληλότερο για χρήση σε μονήρη εμφυτεύματα, είναι πιο ανθεκτικό στις αξονικές φορτίσεις διότι έχει χαμηλότερα το κέντρο περιστροφής και οι τάσεις κατανέμονται καλύτερα.



**Εικόνα 3:** Εμφύτευμα SEVEN™ SP της εταιρίας MIS®. Διακρίνεται η διαμόρφωση σύνδεσης εσωτερικού εξαγώνου και τα κεκλιμένα τοιχώματα. (Από [www.mis-implants.com](http://www.mis-implants.com))

#### **4.1. Περιορισμοί τύπου σύνδεσης εσωτερικής διαμόρφωσης**

Τα μειονεκτήματα του τύπου σύνδεσης εσωτερικής διαμόρφωσης εξαγώνου με κωνικά τοιχώματα είναι μειωμένο εύρος τοιχωμάτων στο σημείο σύνδεσης και δυσκολία στην προσαρμογή της κλίσης (Maeda Y και συν 2006, Asvanund P & Morgano SM 2011). Σχετικά με την σχεδίαση εμφυτευμάτων με σύνδεση εσωτερικού εξαγώνου, ο άξονας αποτύπωσης έχει αυξημένη επιφάνεια άμεσης επαφής με το εμφύτευμα, δυσκολεύοντας την αφαίρεση του αποτυπώματος με αποτέλεσμα να αυξάνεται η πιθανότητα δημιουργίας παραμορφώσεων. (Gracis S και συν. 2012, Lee HJ και συν. 2014, Lee HJ και συν. 2010).

Όταν αφαιρείται ένας άξονας αποτύπωσης από εμφύτευμα με σύνδεση εσωτερικού εξαγώνου, δημιουργείται μεγαλύτερη τάση μεταξύ αποτυπωτικού υλικού και άξονα αποτύπωσης, με κίνδυνο να δημιουργηθούν μόνιμες παραμορφώσεις στο αποτυπωτικό υλικό ή μετακίνηση του άξονα αποτύπωσης. (Gracis S και συν. 2012, Lee HJ και συν. 2014, Assuncao WG και συν. 2004). Κάτι τέτοιο είναι λιγότερο πιθανό να συμβεί σε συστήματα με σύνδεση εξωτερικού εξαγώνου. (Vigolo P και συν. 2008). Στα συστήματα εξωτερικού εξαγώνου όμως παρατηρούνται μεγαλύτερες διαφορές στο όριο από τα συστήματα εσωτερικού εξαγώνου, λόγω του περιορισμένου ύψους του εξαγώνου (Lee JH και συν. 2014, Kim S και συν. 2006, Wegner K και συν. 2013).

Ειδικά σε εμφυτεύματα που έχουν τοποθετηθεί υπό κλίση αυτό το φαινόμενο μπορεί να γίνει πιο έντονο. Η αφαίρεση ανένδοτα συνδεδεμένων εμφυτευμάτων με σύνδεση εσωτερικού εξαγώνου ενδεχομένως είναι αδύνατη όταν αυτά έχουν μεγάλη κλίση. (Jo SH και συν. 2010). Επομένως, σε περιπτώσεις εμφυτευμάτων σύνδεσης εσωτερικού εξαγώνου, όσο πιο μεγάλη είναι η απόκλιση των εμφυτευμάτων τόσο πιο δύσκολο

είναι να αφαιρεθεί το αποτύπωμα. (Rutkunas V και συν. 2012) Επίσης το αποτυπωτικό υλικό ενδεχομένως έχει επίδραση στην ποιότητα του αποτυπώματος αν είναι ελαστικό ή ανένδοτο. (Tarib NA και συν. 2012). Η αφαίρεση ενός αποτυπώματος από πολλά εμφυτεύματα απαιτεί ευλυγισία του αποτυπωτικού υλικού, είτε πρόκειται για αποτύπωμα ανοιχτού είτε για αποτύπωμα κλειστού δισκαρίου. (Gallucci GO και συν. 2011). Λόγω αυτού και ανάλογα με το βαθμό απόκλισης των εμφυτευμάτων, τη γεωμετρία της εσωτερικής σύνδεσης και τον τύπο του αποτυπωτικού υλικού θα επηρεαστεί η ακρίβεια του τελικού αποτυπώματος. (Gracis S και συν. 2012, Kim S και συν. 2006, Lee YJ και συν. 2009).

Στην παρούσα μελέτη επιλέχθηκε η τεχνική αποτύπωσης με κλειστό δισκάριο ενός υλικού που έχει ικανοποιητική ελαστική συμπεριφορά με διατήρηση της σταθερότητας των διαστάσεων του. Το πρότυπο εκμαγείο που έπαιξε το ρόλο του εικονικού ασθενούς έφερε 3 παράλληλα εμφυτεύματα με σύνδεση εσωτερικού εξαγώνου.

Το μέγεθος του μικροκενού ανάμεσα σε εμφυτεύματα και εμφυτευματικά κολοβώματα είναι μετρήσιμο. Συμβάλει επίσης στην παρουσία μικροκινήσεων μεταξύ εμφυτευμάτων και εμφυτευματικών κολοβωμάτων. Αυτές οι μικροκινήσεις επηρεάζουν την κατανομή των τάσεων στο περιβάλλον οστό και ενισχύουν την απορρόφηση του φατνιακού οστού ενώ ανεξάρτητα από τον τύπο σύνδεσης εμφυτεύματος – εμφυτευματικού κολοβώματος όλες οι διεπιφάνειες φαίνεται να εποικίζονται από βακτήρια. (Canullo L και συν. 2014). Αυτός ο παράγοντας κινδύνου όμως δε φαίνεται να επηρεάζει τη συχνότητα βιολογικών και τεχνικών επιπλοκών ή την επιβίωση των εμφυτευμάτων κλινικά. (Hjalmarsson L και συν. 2011).

## **5. Αποτύπωση με αποτυπωτικό υλικό**

Ιδανικά ένα αποτυπωτικό υλικό θα πρέπει να έχει τα παρακάτω χαρακτηριστικά (Anusavice και συν. 2013):

- Να είναι αρκετά ρευστό για να αποτυπώνει με ακρίβεια τη μορφολογία των ιστών εντός του στόματος.
- Να είναι αρκετά παχύρευστο για να μπορεί να παραμένει στο δισκάριο χωρίς να χύνεται.
- Μετά την είσοδό του στο στόμα θα πρέπει να μπορεί να μετασχηματίζεται σε ελαστική φάση ή να γίνεται ανένδοτο εντός λογικού χρονικού διαστήματος που δεν ξεπερνά τα 7 min.
- Δε πρέπει να παραμορφώνεται ή να σχίζεται μετά από αυτόν τον μετασχηματισμό.
- Πρέπει να έχει ικανοποιητική σταθερότητα διαστάσεων μέχρι την κατασκευή του εκμαγείου.
- Πρέπει να διατηρεί την σταθερότητα των διαστάσεών του και μετά την αφαίρεση του εκμαγείου ώστε να μπορεί να κατασκευαστεί και 2<sup>ο</sup> ή και 3<sup>ο</sup> εκμαγείο από το ίδιο αποτύπωμα.
- Πρέπει να είναι βιοσυμβατό
- Πρέπει να είναι οικονομικό υλικό.

Σήμερα υπάρχουν στη διάθεση του οδοντιάτρου πολλά και αξιόλογα προϊόντα. Το ιδανικό αποτυπωτικό υλικό όμως δεν έχει βρεθεί ακόμα.



### **5.1. Αποτυπωτικά υλικά στην εμφυτευματολογία**

Για την ακίνητη προσθετική ένα ελαστικομερές αποτυπωτικό υλικό θα πρέπει να αντιγράφει με ακρίβεια τις λεπτομέρειες των παρασκευασμένων δοντιών. Για την προσθετική στα εμφυτεύματα σημαντικές ιδιότητες των αποτυπωτικών υλικών είναι ακρίβεια στην κλινική πράξη, ικανοποιητική αντίσταση στην απόσχιση, ελαστικές ιδιότητες χωρίς μόνιμη παραμόρφωση μετά από εφαρμογή τάσεων και σταθερότητα διαστάσεων που να επιτρέπουν την κατασκευή εκμαγείων.

Ένα αποτύπωμα ακριβείας για επιεμφυτευματικές αποκαταστάσεις μπορεί να αποκτηθεί με την κατάλληλη επιλογή υλικού και τον κατάλληλο χειρισμό του. Συνεπώς οι πολύ καλές μηχανικές ιδιότητες του πολυαιθέρα και ιδιαίτερα της πολυβυνιλοσιλοξάνης τα καθιστούν υλικά εκλογής για αποτύπωση στην εμφυτευματολογία (Lee H και συν. 2008, Stefos S και συν. 2018).

Ένα αποτύπωμα ακριβείας είναι απαραίτητη προϋπόθεση για την κατασκευή επιεμφυτευματικών προσθέσεων. Ειδικά για εφαρμογές στην εμφυτευματολογία το υλικό αποτύπωσης θα πρέπει να διαθέτει ικανοποιητική σκληρότητα ώστε να επιτρέπει την έδραση του αναλόγου εμφυτεύματος και την κατασκευή του εκμαγείου, ενώ ταυτόχρονα να αποτρέπει την περιστροφή του άξονα αποτύπωσης κατά την μεταφορά του αποτυπώματος. Υπάρχει πληθώρα μελετών που αξιολογούν την ακρίβεια διαστάσεων των αποτυπωτικών υλικών. (Lee H και συν. 2008, Manchikalapudi G 2018, Lin και συν. 2015).

## **5.2. Ιδιότητες πολυβυνιλοσιλοξάνων**

Η αντίδραση προσθήκης στα αποτυπωτικά υλικά πολυβυνιλοσιλοξάνης προσδίδει μικρή συστολή πολυμερισμού και υψηλή σταθερότητα διαστάσεων. Αυτά τα υλικά είναι τα πιο συχνά χρησιμοποιούμενα στην ακίνητη προσθετική (Donovan TE & Chee WW 2004). Από τις τεχνικές που έχουν προταθεί η τεχνική με χρήση στοκώδους λεπτόρρευστου είναι η πιο συχνή επιλογή στην ακίνητη προσθετική. Είτε με ταυτόχρονη διπλή μίξη ή με διορθωτικό αποτύπωμα. Στην πρώτη περίπτωση, λεπτόρρευστο υλικό εγχέεται πάνω και γύρω από το παρασκευασμένο δόντι και στη συνέχεια υλικό στοκώδους ή παχύρρευστης σύστασης που μόλις έχει ανακατευτεί τοποθετείται στο δισκάριο εμπορίου, το οποίο τοποθετείται στο στόμα με κατάλληλους χειρισμούς. (Raigrodski AJ και συν. 2009). Στην ταυτόχρονη διπλή μίξη συνυπάρχουν το λεπτόρρευστο και το παχύρρευστο υλικό ταυτόχρονα.

Με το διορθωτικό αποτύπωμα γίνεται ένα αρχικό αποτύπωμα με το στοκώδες υλικό και μετά από την πήξη του αφαιρείται από το στόμα και εγχέεται το λεπτόρρευστο υλικό γύρω από το παρασκευασμένο δόντι και επανεισάγεται το αποτύπωμα στο στόμα (Schmitter M και συν. 2012). Στην εμφυτευματολογία από την άλλη μόνο η τεχνική της μιας φάσης εφαρμόζεται, είτε πρόκειται για αποτύπωση με την τεχνική του κλειστού είτε του ανοιχτού δισκαρίου.

Ο χρόνος εργασίας επηρεάζεται από τη θερμοκρασία. Συνεπώς μέσα στο στόμα ο χρόνος εργασίας μειώνεται. Οι πολυβυνιλοσιλοξάνη είναι αρκετά ευαίσθητη στις θερμοκρασιακές μεταβολές. Η ιδιότητα αυτή επηρεάζει και τον χρόνο στον οποίο το υλικό μπορεί να ρεύσει για να αποτυπώσει με ακρίβεια τις λεπτομέρειες των σκληρών και μαλακών ιστών που ενδιαφέρουν τον κλινικό.

Κατά την αφαίρεση του αποτυπώματος από το στόμα είναι πολύ σημαντικό το πολυμερισμένο υλικό να έχει ελαστικές ιδιότητες ώστε να μην προκαλείται πλαστική παραμόρφωση με τους κλινικούς χειρισμούς. Οι πολυβυνιλοσιλοξάνες έχουν πολύ καλή συμπεριφορά όσον αφορά σε αυτήν την ιδιότητα. (Schmitter M και συν. 2012).

### **5.3. Ο ρόλος της τεχνικής αποτύπωσης στην ακρίβεια αποτύπωσης με αποτυπωτικό υλικό**

Η ανασκόπηση της σχετικής βιβλιογραφίας δεν έδειξε να υπάρχουν διαφορές ανάμεσα στην τεχνική ανοιχτού και κλειστού δισκαρίου. (Daoudi MF και συν. 2001, Daoudi MF και συν. 2004) Συνεπώς, τόσο η τεχνική ανοιχτού δισκαρίου, όσο και η τεχνική κλειστού δισκαρίου έχουν παρεμφερή ακρίβεια για αποτύπωση σε μερική νωδότητα δίνοντας κλινικώς αποδεκτά αποτελέσματα. (Cehreli MC & Akca K 2006, Cabral LM & Guedes CG 2007, Wostmann B και συν. 2008, Alikhasi M και συν. 2011).

## **6. Συστήματα ενδοστοματικής ψηφιακής αποτύπωσης**

Η πρόοδος της τεχνολογίας έδωσε τη δυνατότητα να μπορεί να γίνει η αποτύπωση ψηφιακά. Αναπτύχθηκαν ειδικά συστήματα που επιτρέπουν τη δημιουργία τρισδιάστατης θετικής αναπαράστασης του στόματος ψηφιακά, παρακάμπτοντας τη χρήση αποτυπωτικού υλικού και την κατασκευή εκμαγείων γύψου.

Για την ανασύνθεση της τρισδιάστατης εικόνας του ψηφιακού ενδοστοματικού αποτυπώματος τα διαθέσιμα συστήματα χρησιμοποιούν διαφορετικές τεχνολογίες. Οι χρησιμοποιούμενες τεχνολογίες είναι κυρίως (Christensen GJ 2009, van der Meer WJ και συν. 2012):

- Μικροσκοπία σάρωσης εστιασμένης δέσμης LASER (I-tero, 3 Shape)
- Τριγωνομετρικές τεχνικές (Cerec, IOS Fast Scan)
- Συνθετική οπτική τομογραφία (E4D)
- Δειγματοληψία ενεργού μετώπου κυματομορφής (3M Lava)

Υπάρχουν δύο είδη ψηφιακής οδοντιατρικής αποτύπωσης διαθέσιμα για χρήση από τους οδοντιάτρους (Kachalia PR & Geissberger MJ 2010, Gimenez B και συν. 2013). Ο ένας τύπος λαμβάνει ψηφιακές φωτογραφίες που το πρόγραμμα συνθέτει ώστε να παρέχει στους οδοντιάτρους και τους οδοντικούς τεχνολόγους σειρές εικόνων (πχ: i-Tero™, Lava™ C.O.S. and CEREC® Bluecam). Ο άλλος τύπος λαμβάνει τις εικόνες σε μορφή ψηφιακού βίντεο (πχ: 3shape TRIOS®, 3M True Definition™ scanner, CEREC® Omnicam and E4D NEVO™ scanner).

Τα δεδομένα λαμβάνονται είτε με σάρωση με από LASER είτε με σάρωση από ψηφιακό οπτικό σύστημα. Η σάρωση με LASER είναι ιδιαίτερα ακριβής και χρησιμοποιεί συγκεντρωμένο φως σε ασφαλείς εντάσεις. Λαμβάνει τις λεπτομέρειες της μορφολογίας των σκληρών ιστών και των μαλακών ιστών, ενώ παρακάμπτει την ενδοστοματική εφαρμογή αποτυπωτικού υλικού. (Christensen GJ 2008, Patzelt SB και συν. 2013). Τα οπτικά ψηφιακά συστήματα σάρωσης είναι επίσης ασφαλή στη χρήση τους, ενώ κάποια συστήματα απαιτούν την κάλυψη των ιστών με ειδική σκόνη πριν τη σάρωση για να επιβεβαιώσουν ότι όλα τα μέρη θα αποτυπωθούν σωστά (van der Meer WJ και συν. 2012). Οι φωτιστικές συνθήκες την ώρα της ενδοστοματικής σάρωσης φαίνεται να επηρεάζουν την ακρίβεια και την ταχύτητα αυτών των συστημάτων. (Arakida T και συν. 2018). Η ένταση και το χρώμα του φωτός επηρεάζει τη διαδικασία σχηματισμού των δεδομένων τρισδιάστατης ανασύνθεσης στα ενδοστοματικά ψηφιακά συστήματα αποτύπωσης. Ειδικά για τα συστήματα που

χρησιμοποιούν LASER για τη σάρωση των επιφανειών, αν η ένταση του ανακλώμενου φωτός είναι πολύ μεγάλη τότε ο αισθητήρας φωτός κορεννύεται και αδυνατεί να αναγνωρίσει τα σημεία σάρωσης που σχηματίζουν την επιφάνεια. (Arakida T και συν. 2018).

### **6.1. Ψηφιακή ροή εργασίας στην προσθετική**

Ένα ψηφιακό σύστημα ενδοστοματικής αποτύπωσης προορίζεται για χρήση στο οδοντιατρείο. Τα συστήματα ψηφιακής αποτύπωσης ως εναλλακτικά της χρήσης αποτυπωτικού υλικού, μπορούν να χρησιμοποιηθούν αυτόνομα, απλουστεύοντας την επικοινωνία με το εργαστήριο. Όμως υπάρχει και η δυνατότητα ενσωμάτωσής τους σε ολοκληρωμένα συστήματα μαζί με τα κατάλληλα λογισμικά που επιτρέπουν την ψηφιακή κατασκευή της αποκατάστασης στο ιατρείο (CAD/CAM). (Christensen GJ 2008, Kachalia PR & Geissberger MJ 2010).

Ειδικά για την εμφυτευματολογία, υπάρχουν συστήματα εμφυτευμάτων που έχουν ενσωματώσει τη νέα τεχνολογία και διαθέτουν ειδικούς άξονες αποτύπωσης για ψηφιακή αποτύπωση. Πρόκειται για εξαρτήματα που κοχλιώνονται ή εδράζονται σταθερά πάνω στο εμφύτευμα και προεξέχουν στη στοματική κοιλότητα. Τα εξαρτήματα αυτά έχουν πρότυπα σχήματα και συνήθως έχουν αντιθαμβωτική επιφάνεια. Το σχήμα του άξονα ψηφιακής αποτύπωσης καταγράφεται από το ενδοστοματικό σαρωτή. Στη συνέχεια όταν το εξαχθέν αρχείο του εικονικού εκμαγείου σταλεί στον συνεργάτη οδοντικό τεχνολόγο για τη σχεδίαση της αποκατάστασης, τα προγράμματα σχεδίασης που έχουν την επέκταση για σχεδιασμό επιεμφυτευματικών εργασιών, αναγνωρίζουν το πρότυπο σχήμα και από τις ψηφιακές βιβλιοθήκες ανακαλούν τη γεωμετρία του εμφυτεύματος που είναι κοχλιωμένο επί

του άξονα αποτύπωσης στην ακριβή του θέση μέσα στους αποτυπωμένους ιστούς. (Howell KJ και συν. 2013).

## **6.2. Σύστημα i-Tero™**

Το σύστημα ενδοστοματικής ψηφιακής αποτύπωσης i-Tero™ είναι ένα σύστημα που δεν απαιτεί τη χρήση ειδικής αντιθαμβωτικής σκόνης. Βασίζεται στην τεχνολογία LASER για να σαρώσει την περιοχή ενδιαφέροντος. Το σύστημα i-Tero χρησιμοποιεί ένα πρωτόκολλο σάρωσης με LASER ομοεστιακής μικροσκοπίας, το οποίο επιτρέπει τη δημιουργία ενδοστοματικών ψηφιακών αποτυπωμάτων (Patzelt SB και συν. 2013). Το κύριο εξάρτημα του συστήματος είναι ένα ενδοστοματική συσκευή σάρωσης που καθοδηγείται από φωνητικές εντολές (Flugge TV και συν. 2013).

Περιέχει ένα εξάρτημα σάρωσης, το οποίο είναι αρκετά βαρύ και ογκώδες. Το εξάρτημα αυτό συνδέεται μέσω ενός δύσκαμπτου καλωδίου με μια τροχήλατη κεντρική μονάδα σε φοριαμό με ενσωματωμένη μια επίπεδη οθόνη.

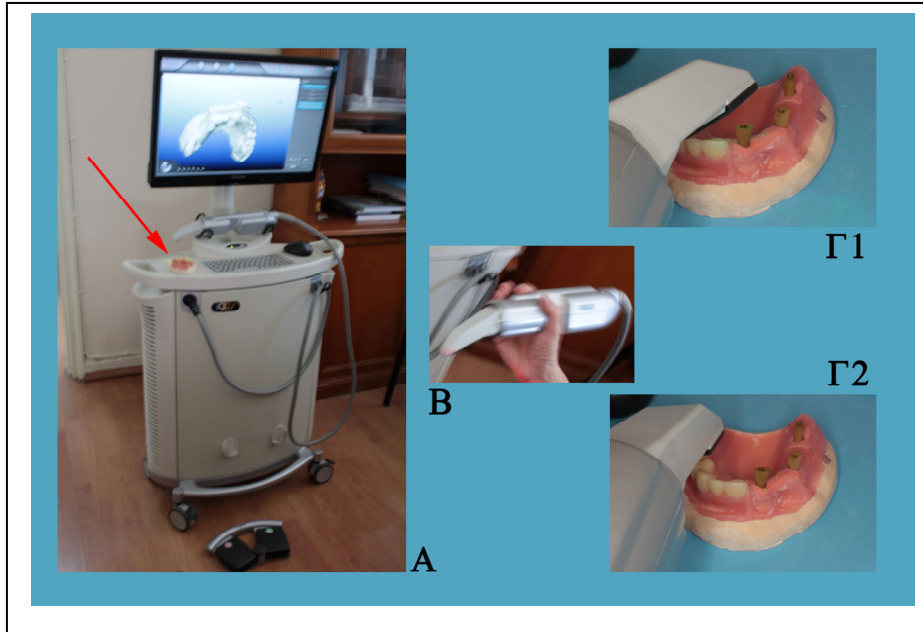
Ο λόγος για αυτή τη διάταξη είναι εν μέρει διότι το άκρο του εξαρτήματος σάρωσης εξάγει πεπιεσμένο αέρα για να αποτρέπει το θάμπωμα του φακού. Το εξάρτημα σάρωσης ανακτά εικόνες με παράλληλη εστίαση χρησιμοποιώντας δέσμη κόκκινου LASER και οπτική σάρωση για την λήψη των λεπτομερειών της επιφάνειας των ενδοστοματικών σκληρών και μαλακών ιστών. (Galhano GA και συν. 2012). Ο κατασκευαστής αναφέρει για την διακριτική ικανότητα του συστήματος τα 15μm με βήμα εστίασης βάθους τα 50μm. Το σύστημα μπορεί να καταγράψει 100.000 σημεία αναφοράς σε μια ενδοστοματική σάρωση. Τα δόντια, τα εμφυτεύματα και η καταγραφή της μέγιστης συγγόμφωσης μπορούν να σαρωθούν πολλές φορές από τον κλινικό δημιουργώντας μια πλήρη ψηφιακή αποτύπωση με τη χρήση του χειροκίνητου εξαρτήματος σάρωσης. Το σύστημα μπορεί να χρησιμοποιηθεί για

μονήρεις επιεμφυτευματικές στεφάνες και γέφυρες και ακίνητες προσθετικές αποκαταστάσεις πλήρους φραγμού. (Lin WS και συν. 2013, Lin WS και συν. 2013, Moreno A και συν. 2013, Joda T & Brägger U 2014, Katsoulis J και συν. 2014).

Το σύστημα επιτρέπει την απευθείας αποστολή του .stl αρχείου (standard tessellation language) στο εργαστήριο για κατασκευή της αποκατάστασης, ενώ μπορεί να παραχθεί και το εκμαγείο για την επιβεβαίωση της ποιότητας κατασκευής. (Joda T & Brägger U 2014).

Η διαδικασία σάρωσης διαρκεί περίπου 5 min ανά εκτημόριο, ενώ ανάλογα με την περίπτωση μπορεί να διαρκέσει παραπάνω. Συγκριτικά απαιτείται περίπου ο ίδιος χρόνος για την κλασσική διαδικασία αποτύπωσης. Όμως δεν υπάρχει ανάγκη για δισκάρια. Επιπλέον το ψηφιακό αποτύπωμα φαίνεται να είναι συγκρίσιμο με το κλασσικό αποτύπωμα. (Andriessen FS και συν. 2013, Gimenez B και συν. 2015, Kim SY και συν. 2013, Lee SJ & Gallucci GO 2013, Lee SJ και συν. 2013, Wismeijer D και συν. 2014). Με αυτή την υπόθεση ασχολήθηκε και η παρούσα έρευνα.

Όπως και κάθε νέα τεχνική ομοίως και για αυτή την νέα μέθοδο αποτύπωσης υπάρχει μια διαδικασία προοδευτικής εξοικείωσης του επεμβαίνοντα. (Lee SJ και συν. 2013, Wismeijer D και συν. 2014). Μετά από ορισμένες επαναλήψεις χρήσης του συστήματος ο επεμβαίνων αποκτά μια ολοένα και μεγαλύτερη ευχέρεια και μπορεί να αξιοποιήσει τις δυνατότητες που παρέχει η νέα τεχνολογία όπως παραστατικά απεικονίζεται στην εικόνα 4. (Villias A & Karkazis H 2017).



**Εικόνα 4:** Α. Το σύστημα i-Tero™ σε τροχήλατη βάση. Το κόκκινο βέλος δείχνει το πρότυπο εκμαγείο που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα μελέτη- Σύγκριση με το μέγεθος του εξαρτήματος σάρωσης. Β. Λαβή του εξαρτήματος σάρωσης. Γ1 και Γ2 στιγμιότυπα από τη διαδικασία προσομοιωμένης ενδοστοματικής σάρωσης.



**Εικόνα 5:** Καμπύλη εκμάθησης. Το επίπεδο και ο ρυθμός ανάπτυξης της κλινικής δεξιότητας είναι ποιότητες χρονοεξαρτώμενες και εξατομικευμένες για τον κάθε επεμβαίνοντα- εκπαιδευόμενο.



### **6.3. Ροή εργασίας με το i-Tero™**

Η αλληλουχία κινήσεων για τη σάρωση με το ενδοστοματικό σύστημα i-Tero™ καθορίζονται από φωνητικές εντολές που δίνονται από το λογισμικό του συστήματος. Ο χειριστής ακολουθεί τις εντολές τοποθετώντας το άκρο του εξαρτήματος σάρωσης στο ενδεδειγμένο σημείο ώστε να ανακτήσει δεδομένα σαρώνοντας διαδοχικά την επιφάνεια. Το λογισμικό στη συνέχεια ανασυνθέτει τις αλληπάλλληλες εικόνες σε πραγματικό χρόνο και δημιουργεί κάθε φραγμό σε θέση μέγιστης συγγόμωσης.

Το λογισμικό σε πρόσφατη αναβάθμισή του επιτρέπει πλέον να επιλέξει και να διαγράψει μέρος του εικονικού εκμαγείου και να επαναλάβει την σάρωση για την περιοχή. Σε παλαιότερες εκδόσεις έπρεπε να επαναληφθεί η διαδικασία για όλο το φραγμό. Ο σχηματισμός του εικονικού εκμαγείου σε πραγματικό χρόνο επιτρέπει στον χρήστη να σημειώσει το όριο της παρασκευής πριν σταλούν τα δεδομένα στο εργαστήριο. Με αυτόν τον τρόπο το σύστημα γίνεται πιο ακριβές απαλλάσσοντας τον υπάλληλο διαχείρισης ψηφιακών αποτυπωμάτων που ενδεχομένως δεν έχει και την απαραίτητη εμπειρία από αυτή τη λεπτή διαδικασία.

Το σύστημα ενδοστοματικής ψηφιακής αποτύπωσης επιτρέπει σάρωση δοντιών, εμφυτευμάτων, καταγραφής της μέγιστης συγγόμωσης. Ακόμα επιτρέπει τροποποιήσεις των μετρήσεων σε πραγματικό χρόνο και ασύρματη αποστολή του αρχείου των δεδομένων της σάρωσης, μέσω διαδικτύου σε συνεργαζόμενο εργαστήριο της εταιρίας CADENT® Ltd. (Joda T & Brägger U 2014)

Δεν είναι απαραίτητη η εφαρμογή αντιθαμβωτικής πούδρας. Το ψηφιακό αποτύπωμα μπορεί να σταλεί στην εταιρεία CADENT® για κατασκευή φυσικού εκμαγείου από πολυουρεθάνη με μέθοδο κοπής με μηχάνημα CNC-5 αξόνων. Στη συνέχεια το συνεργαζόμενο εργαστήριο μπορεί να παραλάβει το κατασκευασμένο εκμαγείο για

να κατασκευάσει μια προσθετική αποκατάσταση ακριβείας. Σύμφωνα με την εταιρεία αυτή η ροή εργασίας αυξάνει την παραγωγικότητα του οδοντιατρείου και προάγει την ικανοποίηση του ασθενούς λόγω της μείωσης του χρόνου θεραπείας. Τα αρχεία που δημιουργούνται από το σύστημα i-Tero™ αποτελούν ιδιοκτησία της εταιρίας CADENT® Ltd, η οποία έχει και τα πνευματικά τους δικαιώματα. Για κάθε περιστατικό ο οδοντίατρος επιβαρύνεται για την επεξεργασία των δεδομένων από την εταιρία και το εργαστήριο επιβαρύνεται για την κατασκευή του φυσικού εκμαγείου από πολυουρεθάνη. Το τελευταίο κόστος μετακυλύεται τελικά στον οδοντίατρο.

#### **6.4. Ακρίβεια αποτύπωσης με το σύστημα i-Tero™**

Το σύστημα i-Tero™ έχει χρησιμοποιηθεί σε αρκετές μελέτες που αφορούν την ακρίβεια αποτύπωσης σε εμφυτεύματα. Για μονήρεις και μικρού εύρους αποκαταστάσεις η ψηφιακή ροή εργασίας με το σύστημα αυτό φαίνεται να δίνει ικανοποιητικά αποτελέσματα. (Lin WS και συν. 2013, Lin WS και συν. 2013). Επιταχύνει τις κλινικές και εργαστηριακές διαδικασίες, ενώ οι κατασκευασμένες προσθέσεις φαίνεται να λειτουργούν χωρίς προβλήματα στη συνέχεια. (Joda T & Brägger U 2014, Joda T και συν. 2017). Για εκτεταμένα τόξα όμως, η ψηφιακή ροή εργασίας με το σύστημα i-Tero™ φαίνεται να μην δίνει αποτελέσματα ίδιας ακρίβειας με τα συμβατικά υλικά υψηλής ακρίβειας, τουλάχιστον όσον αφορά στα εκμαγεία εργασίας που προκύπτουν. (Lin WS και συν. 2015, Ender A και συν. 2016). Επίσης, η ακρίβειά του φαίνεται να μειώνεται όσο αυξάνεται η απόσταση μεταξύ των αξόνων ψηφιακής αποτύπωσης. (Flügge TV και συν. 2016). Τίθεται το ερώτημα αν αυτές οι διαφορές παραμένουν και μετά την κατασκευή των επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων.

## **7. Σύγκριση ψηφιακών και κλασικών αποτυπωμάτων**

Η διαδικασία κλασικής αποτύπωσης πρακτικά περιλαμβάνει πολλά υλικά και σε ορισμένες περιπτώσεις αρκετά στάδια. Επειδή είναι μια ιδιαίτερα λεπτή διαδικασία που απαιτεί δεξιοσύνη, είναι εύκολο να προκύψει σφάλμα κατά την εκτέλεση των διαφόρων σταδίων, είτε υπαιτιότητα του ανθρώπινου παράγοντα, είτε λόγω αστοχίας των υλικών, όπως δημιουργία φυσαλίδων, δημιουργία κενών, αδυναμία πήξης του υλικού ή παραμορφώσεις του αποτυπώματος.

Οι συσκευές ψηφιακής αποτύπωσης εκμηδενίζουν την αβεβαιότητα που σχετίζεται με τα κλασικά αποτυπώματα, αφού δίνουν τη δυνατότητα εύκολης διόρθωσης. Αντίθετα τα συμβατικά αποτυπώματα θα πρέπει να ληφθούν ξανά από την αρχή. Αν μια περιοχή παραληφθεί στο αρχικό ψηφιακό αποτύπωμα, κάποια συστήματα επιτρέπουν την συμπλήρωση της περιοχής χωρίς να απαιτείται η εκ νέου σάρωση όλου του φραγμού (πχ. Το σύστημα i-Tero™). Με την ψηφιακή τεχνολογία αποτύπωσης επιπλέον σαρώσεις μπορούν να προστεθούν στην αρχική σάρωση για μια βελτιωμένη παρουσίαση του περιστατικού. Μια επαναληπτική σάρωση μιας περιοχής που παραλήφθηκε αρχικά, βελτιώνει το αρχικό εικονικό πρότυπο χωρίς να εισάγει νέα σφάλματα. Από τη νέα σάρωση μόνο οι παραληφθέντες περιοχές συμπληρώνονται. Όσο περισσότερες σαρώσεις προστίθενται τόσο πιο ακριβές γίνεται το εικονικό εκμαγείο. (Patzelt SB και συν. 2014).

Με το κλασικό αποτύπωμα, οι οδοντίατροι βασίζονται στην οπτική επισκόπηση, ενδεχομένως με μεγεθυντικά βοηθήματα ώστε να καθορίσουν αν τα αποτυπώματα είναι έτοιμα για αποστολή στο εργαστήριο. Ένα κλασικό αποτύπωμα αποτελεί αρνητική αναπαράσταση της επιφάνειας ενδιαφέροντος, ιδιότητα που δημιουργεί δυσκολίες στην αναγνώριση σφαλμάτων. Σε περίπτωση που αναγνωριστεί κάποιο

λάθος ο οδοντίατρος θα χρειαστεί να ξαναπάρει το αποτύπωμα, εκτελώντας όλη τη διαδικασία από την αρχή. Κάτι τέτοιο μπορεί να οδηγήσει σε μεγαλύτερη αναστάτωση και ένα σαφώς μεγαλύτερο ραντεβού, που συνεπάγεται κόστος σε χρόνο, χρήμα και υλικά. Από την άλλη ένα ψηφιακό αποτύπωμα επιτρέπει την άμεση θετική αναπαράσταση σε ένα εικονικό εκμαγείο με τη δυνατότητα ψηφιακής μεγέθυνσης και άμεσου ελέγχου στην οθόνη. Τυχόν σφάλματα μπορούν να διορθωθούν άμεσα προτού αποσταλεί το αποτύπωμα στο εργαστήριο. Με τα ψηφιακά αποτυπώματα, όταν γίνεται η σάρωση για το τελικό αποτύπωμα και την καταγραφή της μέγιστης συγγόμφωσης, εμφανίζεται στην οθόνη ένα εικονικά αναρτημένο εκμαγείο με την παρασκευή και με τον ανταγωνιστή φραγμό.

Τα ψηφιακά συστήματα αποτύπωσης θα μπορούσαν να συνδυαστούν με συστήματα ψηφιακής σχεδίασης και κατασκευής αποκαταστάσεων μέσα στο ιατρείο (CAD/CAM) προσφέροντας ολοκληρωμένη παροχή επανορθωτικής οδοντιατρικής σε μια ημέρα. Αυτή η ροή εργασίας ουσιαστικά εκμηδενίζει την ανάγκη αποστολής υλικών στο εργαστήριο και την ανάγκη επαναλαμβανόμενων συνεδριών με τον ασθενή. Ακόμα και αν οι προσθετικές εργασίες δεν κατασκευαστούν στο οδοντιατρείο, ο χρόνος κατασκευής τους στο εργαστήριο είναι μικρότερος εφόσον δεν απαιτείται χρόνος εργασίας για παραδοσιακά υλικά όπως γύψος κολοβωμάτων και χρόνοι αποστολής. Το ψηφιακό σύστημα αποτύπωσης μπορεί να αναγνωρίσει περιοχές που δεν έχει γίνει σωστά η παρασκευή, όπως ανεπαρκής αφαίρεση οδοντικών ουσιών και υποσκαφές, επιτρέποντας στον οδοντίατρο να τροποποιήσει την παρασκευή άμεσα, επιτρέποντας την ανεμπόδιστη έδραση της αποκατάστασης στη συνέχεια.

# **ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ**

## **Σκοπός και υπόθεση εργασίας**

Σκοπός της παρούσας μελέτης ήταν να εξετάσει ποσοτικά την επίδραση μιας κλασικής και μιας ψηφιακής μεθόδου αποτύπωσης στην ακρίβεια της οριακής εφαρμογής εκτεταμένων κοχλιούμενων επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων σε παράλληλα εμφυτεύματα. Επίσης, εξετάστηκε και η επίδραση της μεθόδου κοχλίωσης στην οριακή εφαρμογή των εκτεταμένων επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων.

Υπόθεση εργασίας ήταν ότι το επίπεδο οριακής εφαρμογής θα είναι παρόμοιο για τις εξεταζόμενες ομάδες. Παρά τις διαφορές που μπορεί να υπάρχουν στην ακρίβεια του αποτυπώματος, μετά τη διαδικασία κατασκευής, τόσο οι αποκαταστάσεις που προκύπτουν από κλασικά αποτυπώματα, όσο και αυτές που προκύπτουν από ψηφιακά αποτυπώματα αναμένεται να έχουν τελικά παρόμοιου επιπέδου διαφορές στο όριο. Επίσης, αναμένεται ότι η έδραση των αποκαταστάσεων θα είναι παρόμοια ανεξάρτητα από τη σειρά με την οποία έγινε η κοχλίωση επί των εμφυτευμάτων - στηριγμάτων.

Η μηδενική υπόθεση ( $H_0$ ) που ελέγχθηκε από τις στατιστικές δοκιμασίες στη μελέτη αυτή, ήταν ότι δε θα καταγραφούν στατιστικά σημαντικές διαφορές στην οριακή εφαρμογή των εκτεταμένων επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων σε παράλληλα εμφυτεύματα, ανεξάρτητα της εφαρμοζόμενης τεχνικής αποτύπωσης ή της σειράς κοχλίωσης των επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων.

## Υλικά και μέθοδος

Μελετήθηκαν οι τεχνικές αποτύπωσης: Α. Αποτύπωση με κλειστό δισκάριο με μονοφασική πολυβυνυλοξάνη και Β. Ενδοστοματική ψηφιακή σάρωση.

Στη μελέτη αυτή συμπεριελήφθησαν δύο είδη αποτύπωσης:

- Αποτύπωση με ελαστικομερές αποτυπωτικό υλικό: Μονοφασική πολυβυνυλοξάνη μέσης ρευστότητας (Variotime Dynamix Monophase). Για την ανάμιξη αυτού του υλικού χρησιμοποιήθηκε συσκευή αυτόματης ανάμιξης (Dynamix).
- Αποτύπωση με ενδοστοματικό ψηφιακό σύστημα: (I-tero™, CADENT® Ltd).

Οι επιεμφυτευματικές αποκαταστάσεις κατασκευάστηκαν από βασικό οδοντιατρικό κράμα Co-Cr σε σκόνη, κατάλληλο για την τεχνική πυροσυσσωμάτωσης με LASER (Mediloy S-Co™, Bego®).

Επίσης χρησιμοποιήθηκαν ανάλογα εμφυτευμάτων της εταιρίας MIS® του συστήματος SEVEN™ (Implant analog Internal Hex). Χρησιμοποιήθηκαν άξονες αποτύπωσης για τη μέθοδο κλειστού δισκαρίου (Direct impression coping for closed tray), καθώς και άξονες ενδοστοματικής σάρωσης της MIS (Scan Post). Οι μεταλλικοί σκελετοί κοχλιώθηκαν με βίδες κολοβωμάτων της εταιρίας MIS (Direct prosthetic screw).

Τα αρνητικά αντίγραφα, με τα οποία μελετήθηκε εμμέσως η εφαρμογή των σκελετών στα στηρίγματα, κατασκευάστηκαν από υπερλεπτόρευστη σιλικόνη αθροιστικού τύπου (Image PVS Super light body fast).

*Πίνακας 1: Υλικά και συσκευές που χρησιμοποιήθηκαν στο πείραμα*

<b>Είδος</b>	<b>Περιγραφή</b>	<b>Κατασκευαστής</b>	<b>LOT#</b>
<b>Μονοφασική πολυβυνιλοξάνη μέσης ρευστότητας</b>	Variotime Dynamix Monophase	Heraeus Kulzer GmbH	K010109
<b>ανάλογα εμφυτευμάτων</b>	Implant analog Internal Hex. Seven	MIS Implants Technologies Ltd	W17007917
<b>Άξονες αποτύπωσης για τη μέθοδο κλειστού δισκαρίου</b>	Direct impression coping for closed tray, internal hex	MIS Implants Technologies Ltd	W16002796
<b>Άξονες ενδοστοματικής σάρωσης</b>	Scan Post, int.hex. connection, SP	MIS Implants Technologies Ltd	W18002193
<b>βίδες κολοβωμάτων</b>	Direct prosthetic screw, int.hex	MIS Implants Technologies Ltd	W19001415
<b>Υπερλεπτόρευστη σιλικόνη αθροιστικού τύπου</b>	Image PVS Super light body fast	Dental Line ltd	SLB14171
<b>Βασικό οδοντιατρικό κράμα Co-Cr σε σκόνη</b>	Mediloy S-Co	® Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH	P180709B
<b>Ενδοστοματικό ψηφιακό σύστημα</b>	I-tero™ Model HDU-E Intraoral Scanner Optical Impression Device	CADENT® Ltd	Έκδοση λογισμικού 5.2.1.290.20 14
<b>Συσκευή αυτόματης ανάμιξης</b>	Dynamix	Heraeus Kulzer GmbH	



## Πειραματικός σχεδιασμός

Σχεδιάστηκε εργαστηριακό πείραμα με 4 ομάδες, οι οποίες προέκυψαν από συνδυασμούς 2 παραγόντων. Οι παράγοντες ήταν:

A. Τεχνική αποτύπωσης (IT):

A1. Αποτύπωση με τεχνική κλειστού δισκαρίου και μονοφασική πολυβυνιλοσιλοξάνη μέσης ρευστότητας (CTM) και

A2. Αποτύπωση με σύστημα ενδοστοματικής σάρωσης (IOS).

B. Τεχνική κοχλίωσης (FS):

B1. Σειρά κοχλίωσης εμφυτευματικών κολοβωμάτων 11, 17, 14 (A11) και

B2. Σειρά κοχλίωσης εμφυτευματικών κολοβωμάτων 17, 11, 14 (A17).

Οι συνδυασμοί των παραπάνω παραγόντων δημιούργησαν 4 ομάδες δοκιμίων

I. CTM, A11

II. CTM, A17,

III. IOS, A11,

IV. IOS, A17.

Μελετήθηκαν ο δείκτης οριζόντιας απόστασης στο όριο (FDH) σε μm, ο δείκτης κάθετης απόστασης στο όριο (FDV) σε μm και ο δείκτης κωνικής απόστασης στο όριο (FDC) σε μm. Η τιμή για κάθε έναν από τους τίτλους FDH, FDV, FDC διαμορφωνόταν από τον μέσο όρο των αντίστοιχων μέσων των τριών στηριγμάτων της αποκατάστασης, που προέκυπταν από 6 μετρήσεις για κάθε στήριγμα.

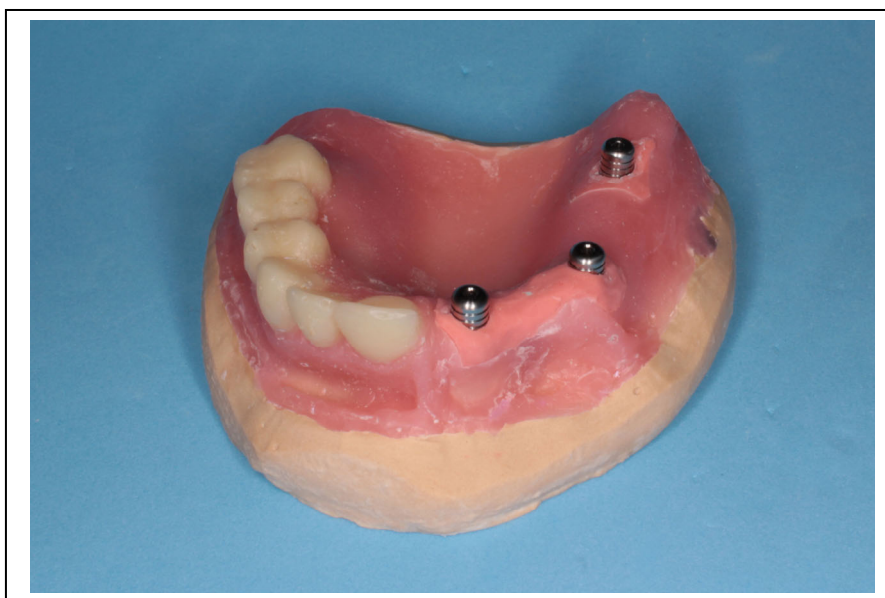
Ως οριζόντια απόσταση ορίστηκε το μήκος του ευθύγραμμου τμήματος σε  $\mu\text{m}$  που φέρεται παράλληλα από την εσωτερική αιχμή της περιφέρειας έδρασης του εμφυτεύματος έως την εσωτερική επιφάνεια του σκελετού. Η μέγιστη τιμή της οριζόντιας απόστασης ορίστηκε στα  $765\mu\text{m}$ , η οποία καθορίστηκε από πρόδρομες μετρήσεις και γεωμετρικά δεδομένα με βάση την γεωμετρία του συστήματος.

Η κάθετη οριακή απόσταση στο πείραμα αυτό ορίστηκε ως το μήκος του ευθύγραμμου τμήματος σε  $\mu\text{m}$  που φέρεται κάθετα από την εσωτερική αιχμή της περιφέρειας έδρασης του εμφυτεύματος έως την επιφάνεια του σκελετού. Η μέγιστη τιμή της κάθετης απόστασης ορίστηκε στα  $1050\mu\text{m}$ , από μετρήσεις σε πιλοτικό πείραμα και γεωμετρικά δεδομένα με βάση την γεωμετρία του συστήματος.

Η κωνική απόσταση στο πείραμα αυτό ορίστηκε ως το μήκος του ευθύγραμμου τμήματος σε  $\mu\text{m}$  που φέρεται κάθετα από σημείο επί της κωνικής επιφάνειας του αυλού του εμφυτεύματος που απέχει  $120\mu\text{m}$  από την αιχμή της περιφέρειας έδρασης του εμφυτεύματος έως την επιφάνεια του σκελετού. Λαμβάνοντας υπόψη γεωμετρικά δεδομένα από τη γεωμετρία του συστήματος και με βάση μετρήσεις που έγιναν σε πιλοτικό πείραμα, η μέγιστη τιμή της κωνικής απόστασης ορίστηκε στα  $1250\mu\text{m}$ .

## Εκμαγείο προσομοίωσης

Το εργαστηριακό αυτό πείραμα εκτελέστηκε σε εκμαγείο προσομοίωσης (PRM - Pseudo-Realistic Model) βασισμένο σε άνω γνάθο πραγματικού ασθενούς. Στο PRM είχαν τοποθετηθεί τρία ανάλογα εμφυτευμάτων τυπικής διαμέτρου της εταιρίας MIS στις θέσεις 11, 14 και 17, περίπου 3-4 mm κάτω από την επιφάνεια του βλεννογόνου. Τα ανάλογα εμφυτευμάτων σχημάτιζαν γωνία σε εγκάρσιο επίπεδο ενώ ήταν παράλληλα ( $\pm 1^\circ$ ) σε προβολή τους σε οβελιαίο επίπεδο.



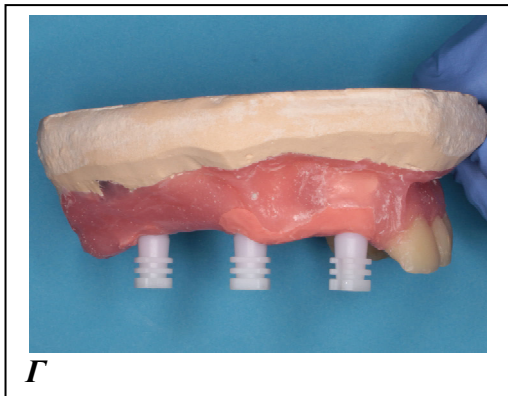
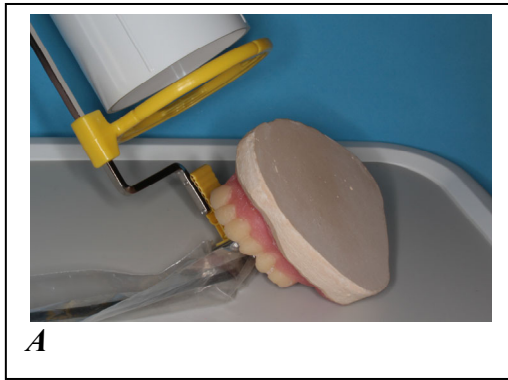
*Εικόνα 6: Το εκμαγείο προσομοίωσης PRM που χρησιμοποιήθηκε. Τα μεταλλικά στοιχεία που φαίνονται είναι βίδες επούλωσης.*

## Διαδικασία αποτύπωσης

### Τεχνική κλειστού δισκαρίου

Στο PRM αρχικά κοχλιώθηκαν άξονες αποτύπωσης για τη μέθοδο αποτύπωσης κλειστού δισκαρίου (Direct impression coping for closed tray, internal hex, MD-IT300-SP, MIS Implants Technologies Ltd, Dentsply Sirona, York, Pennsylvania USA- LOT#:W16002796). Οι άξονες αποτύπωσης κοχλιώθηκαν με σταθερή ροπή 10Ncm με τη χρήση της ρατσέτας με ροπόμετρο της εταιρίας MIS (Torque ratchet for prosthetic screws, MT-RI040, MIS Implants Technologies Ltd, Dentsply Sirona, York, Pennsylvania USA). Ακολούθως ελήφθησαν ψηφιακές ακτινογραφίες (Belmond Phot-X II, Takara Belmont Corp, Osaka, Japan) με χρήση ψηφιακού αισθητήρα (Schick CDR USB Remote HS, Schick Technologies Inc, NY, USA) και την τεχνική του παράλληλου κώνου για την επιβεβαίωση της σωστής έδρασης των αξόνων αποτύπωσης. Στη συνέχεια επί των αξόνων αποτύπωσης τοποθετήθηκαν σταθερά οι αντίστοιχοι πλαστικοί δακτύλιοι αποτύπωσης. Ακολούθως αναμίχθηκε βινυλοπολυσιλοξάνη μίας φάσης.

Από τα ειδικά ρύγγη ανάμιξης πληρώθηκαν δύο σύριγγες λεπτομερούς εναπόθεσης αποτυπωτικού υλικού (Impression Jet, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Germany) με  $6\pm 0.5$ ml υλικού η καθεμία. Στη συνέχεια χρονομετρώντας τη συσκευή αυτόματης ανάμιξης τοποθετήθηκαν άλλα  $25\pm 1$ ml υλικού σε διάτρητο μεταλλικό δισκίο χρησιμοποιώντας το πρόγραμμα πλήρωσης δισκαρίου από τη συσκευή ( $14\pm 1$ s). Η όλη διαδικασία είχε ολοκληρωθεί εντός του χρόνου εργασίας που ορίζει ο κατασκευαστής (<2min και 30s).



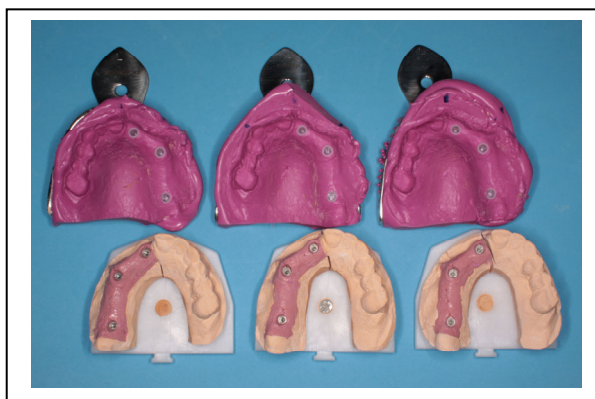
**Εικόνα 7:** Α. Λήψη ακτινογραφιών με την τεχνική του παράλληλου κώνου. Β. Ακτινογραφίες για την επιβεβαίωση της έδρασης των αξόνων αποτύπωσης κλειστού δισκαρίου στο PRM. Από τα αριστερά προς τα δεξιά φαίνεται η σωστή έδραση των αξόνων επί των αναλόγων στις θέσεις 17, 14 και 14, 11. Γ. Πλαστικοί δακτύλιοι αποτύπωσης του συστήματος MIS®-Seven™, τοποθετημένοι σταθερά επί των αξόνων αποτύπωσης κλειστού δισκαρίου στο PRM. Δ. Συσκευή αυτόματης ανάμιξης με εγκατεστημένο δοχείο με το υλικό αποτύπωσης. Ε. Διαδικασία αποτύπωσης με τοποθέτηση του υλικού αποτύπωσης από ειδική σύριγγα. Ζ. Ολοκλήρωση της τυποποιημένης διαδικασίας αποτύπωσης στην ALD υπό σταθερή πίεση 9.5MPa.

Στη συνέχεια τα δισκάρια τοποθετήθηκαν και προσανατολίστηκαν αρχικά με δακτυλική πίεση  $7 \pm 2.5 \text{MPa}$  ( $15\text{-}30\text{N}$  σε  $3200\text{mm}^2 = 4687.5 - 9375\text{Pa}$ ) για 30s. Στη συνέχεια το πρότυπο εκμαγείο PRM με το δισκάριο τοποθετήθηκαν σε συσκευή αξονικής φόρτισης (ALD - Axial Loading Device) υπό σταθερή δύναμη συμπίεσης 30N ( $\sim 9.5\text{MPa}$ ) μέχρι να ολοκληρωθεί ο πολυμερισμός του υλικού αποτύπωσης (12min).

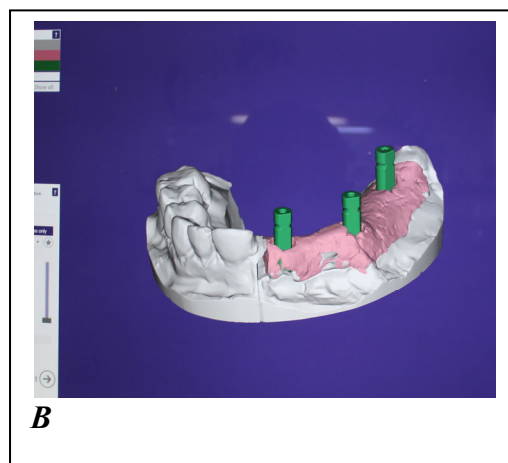
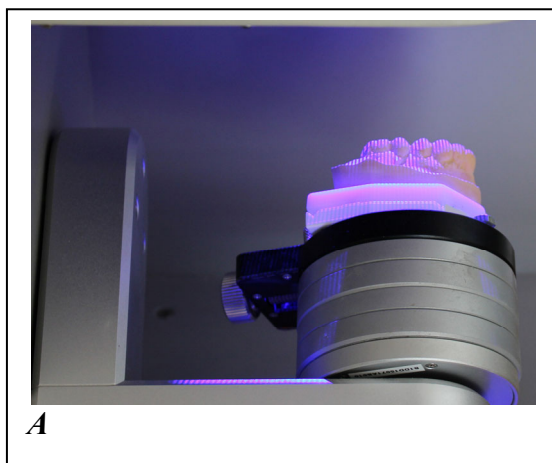
Όλη η διαδικασία έλαβε χώρα σε σταθερές συνθήκες θερμοκρασίας  $23 \pm 1^\circ\text{C}$  και σχετικής υγρασίας (RH)  $50 \pm 10\%$ . Οι φωτιστικές συνθήκες έντασης και χρώματος ήταν περίπου 1100 Lux και 5500K. Κατά τη διάρκεια της αποτύπωσης σημειικά η φωτιστική ένταση έφτανε μέχρι 500 Lux προσομοιάζοντας τις φωτιστικές συνθήκες που επικρατούν κατά τη διάρκεια της ενδοστοματικής αποτύπωσης με τον προβολέα της οδοντιατρικής έδρας. Μετά το πέρας της αποτύπωσης αποσπάστηκαν τα αποτυπώματα από το PRM. Αποκοχλιώθηκαν οι άξονες αποτύπωσης από το PRM και κοχλιώθηκαν σε ανάλογα εμφυτευμάτων της εταιρίας MIS. Για την ομοιογένεια της διαδικασίας οι άξονες κοχλιώθηκαν με ροπή 10Ncm. Στη συνέχεια, το σύστημα άξονα-αναλόγου τοποθετήθηκε σταθερά στον αντίστοιχο πλαστικό δακτύλιο που είχε παραμείνει εντός του πολυμερισμένου αποτυπωτικού υλικού στο διάτρητο μεταλλικό δισκάριο. Συνολικά χρησιμοποιήθηκαν 9 άξονες αποτύπωσης και 9 ανάλογα εμφυτευμάτων, για τα τρία δισκάρια. Στη συνέχεια τα αποτυπώματα παρέμειναν 24h αποθηκευμένα σε σκιερό και δροσερό μέρος. Με αυτή τη μέθοδο ελήφθησαν 3 αποτυπώματα από το PRM.

Ακολούθως, κατασκευάστηκαν τα εκμαγεία εργασίας με υπέρσκληρη γύψο κολοβωμάτων και μάσκα ούλων, κοχλιώθηκαν στα ανάλογα εμφυτευμάτων οι κατάλληλοι άξονες σάρωσης και τα εκμαγεία ψηφιοποιήθηκαν με εργαστηριακή συσκευή σάρωσης (Identica Blue ColLab scan v.2.003, Medit corp, Seoul, Korea).

Από την ψηφιοποίηση προέκυψαν 3 αρχεία που ονοματοδοτήθηκαν κατάλληλα για αντιστοίχιση με τα εκμαγεία από τα οποία προήλθαν.



**Εικόνα 8:** Άνω τα τρία αποτυπώματα κλειστού τύπου με εγκολλημένους τους πλαστικούς δακτυλίους που επιτρέπουν επαναλήψιμη τοποθέτηση των αξόνων αποτύπωσης. Κάτω τα εκμαγεία εργασίας από υπέρσκληρη γύψο κολοβομάτων με τα ανάλογα εμφυτευμάτων.

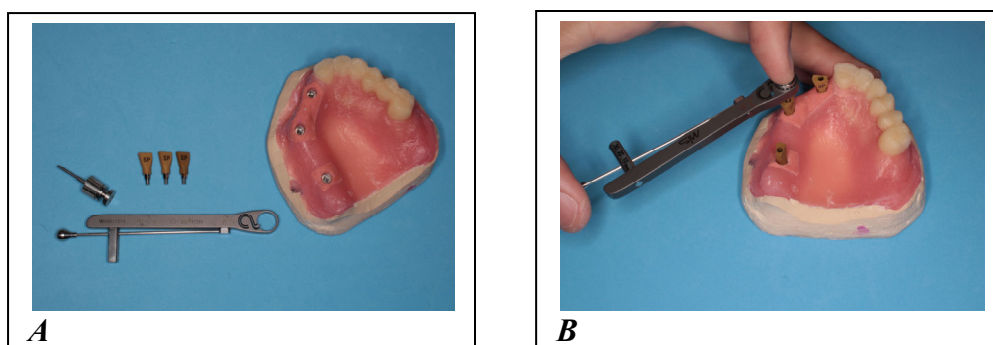


**Εικόνα 9:** A. Ψηφιοποίηση των εκμαγείων εργασίας σε εργαστηριακό σαρωτή Identica Blue ColLab scan v.2.003. B. Ψηφιοποιημένο εκμαγείο εργασίας φορτωμένο στο σχεδιαστικό πρόγραμμα ExoCAD.

### **Τεχνική ενδοστοματικής ψηφιακής σάρωσης**

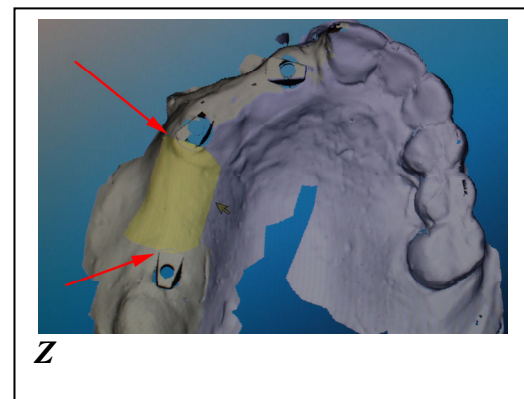
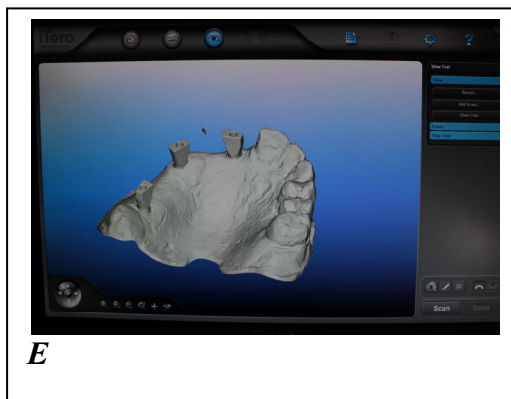
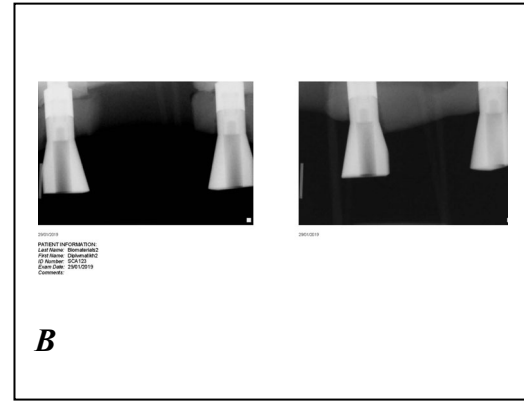
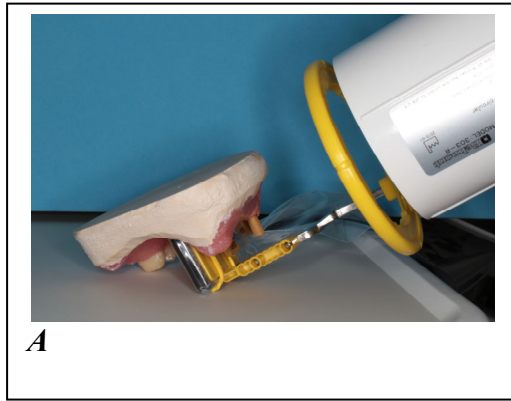
Για την ψηφιακή αποτύπωση χρησιμοποιήθηκε συσκευή ενδοστοματικής σάρωσης (I-tero Model HDU-E Intra-oral Scanner Optical Impression Device, CADENT® Ltd., Or Yehuda Israel). Αφού κοχλιώθηκαν οι άξονες ενδοστοματικής σάρωσης της MIS (Scan Post, int.hex. connection, SP, MIS Implants Technologies Ltd, Dentsply Sirona, York, Pennsylvania USA- LOT#: W18002193) στο PRM, ελήφθησαν ψηφιακές ακτινογραφίες (Belmond Phot-X II, Takara Belmont Corp, Osaka, Japan) με χρήση ψηφιακού αισθητήρα (Schick CDR USB Remote HS, Schick Technologies Inc, NY, USA) και την τεχνική του παραλλήλου κώνου για την επιβεβαίωση της σωστής έδρασης των αξόνων ψηφιακής αποτύπωσης.

Στη συνέχεια έγινε η ψηφιακή σάρωση του PRM με το σύστημα ενδοστοματικής σάρωσης, σύμφωνα με τις οδηγίες του κατασκευαστή. Η σάρωση έγινε σε σταθερές φωτιστικές συνθήκες μέσα σε ειδικά διαμορφωμένο θάλαμο με σταθερό τεχνητό φωτισμό (~500 lux). Ελήφθησαν 3 διαδοχικές σαρώσεις. Κάθε σάρωση ολόκληρου του PRM διατέθηκαν  $20 \pm 2$  min. Από τις σαρώσεις προέκυψαν 3 αρχεία ψηφιοποιημένης επιφάνειας .stl, τα οποία ονοματοδοτήθηκαν κατάλληλα για να αντιστοιχούν στη σειρά της σάρωσης.



**Εικόνα 10:** A. Οι άξονες ενδοστοματικής ψηφιακής αποτύπωσης της MIS®. B. Κοχλίωση των αξόνων με ροπόμετρο στα 10Ncm.

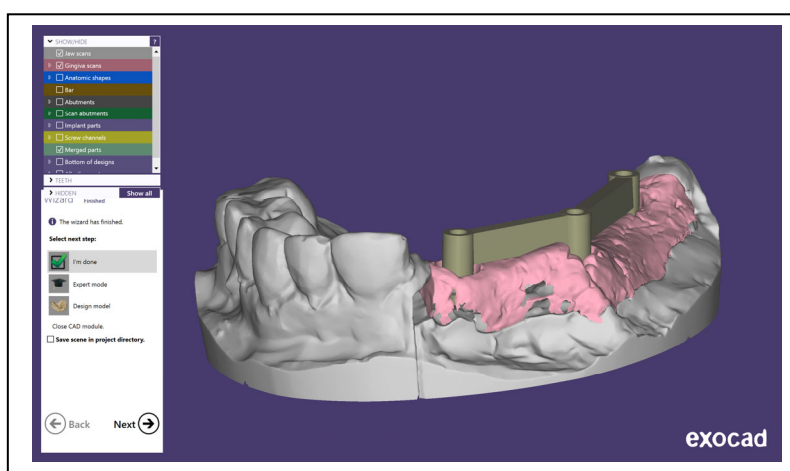




**Εικόνα 11:** Α. Ακτινογράφιση με τεχνική παράλληλου κώνου. Β. Ακτινογραφίες που φαίνονται οι άξονες στη σωστή θέση - από αριστερά τα στηρίγματα 17, 14 και 14, 11. Γ. Ειδικά διαμορφωμένος θάλαμος με τεχνητό φωτισμό και παρακολούθηση της φωτιστικής έντασης με φωτόμετρο. Δ. Διαδικασία σύνθεσης των δεδομένων της ενδοστοματικής ψηφιακής σάρωσης. Διακρίνονται τα χαρακτηριστικά σχήματα των αξόνων ψηφιακής αποτύπωσης. Ε Το ψηφιακό εκμαγείο εργασίας μετά την επεξεργασία από το πρόγραμμα του συστήματος i-tero. Ζ. Διαδικασία ενδοστοματικής ψηφιακής αποτύπωσης με το σύστημα i-tero. Η κίτρινη περιοχή δείχνει την περιοχή κάλυψης του οπτικού πεδίου του εξαρτήματος σάρωσης. Τα κόκκινα βέλη επισημαίνουν την ελάχιστη κάλυψη των αξόνων ψηφιακής αποτύπωσης από το οπτικό πεδίο του συστήματος.

## Σχεδιασμός μεταλλικών σκελετών

Οι αποκαταστάσεις σχεδιάστηκαν από έμπειρο οδοντικό τεχνολόγο με τη βοήθεια ηλεκτρονικού υπολογιστή CAD (Computer Aided Design) στην εφαρμογή exoCAD (ExoCAD-DentalCAD v6136, 2016. Exocad GmbH, Darmstadt Germany). Οι σχεδιασμοί ήταν πανομοιότυποι ακολουθώντας μια πρότυπη σχεδίαση με προσαρμογή κάθε φορά των τριών τμημάτων έδρασης στα εμφυτεύματα ώστε να επιτυγχάνεται η βέλτιστη έδραση για την εκάστοτε αποτύπωση. Η προσθετική εργασία ήταν κοχλιούμενη επί των τριών εμφυτευμάτων-στηριγμάτων στις θέσεις των 11, 14 και 17. Για την απλοποίηση και την ομοιογένεια της διαδικασίας τα ενδιάμεσα αντικαταστάθηκαν από δοκούς τετράγωνης διατομής με σεβασμό την μορφολογία του βλενογόνου της φατνιακής ακρολοφίας. Η απλοποιημένη αποκατάσταση ήταν μεταλλικός σκελετός με δοκούς για κοχλιούμενη επιεμφυτευματική εργασία 11-(12)-(13)-14-(15)-(16)-17. Συνολικά προέκυψαν 6 πανομοιότυποι σχεδιασμοί μεταλλικών σκελετών: 3 σχεδιασμοί για την ομάδα αποτύπωσης με δισκάριο και σιλικόνη προσθήκης CTM και 3 σχεδιασμοί για την ομάδα ψηφιακής αποτύπωσης με ενδοστοματικό σύστημα σάρωσης IOS.

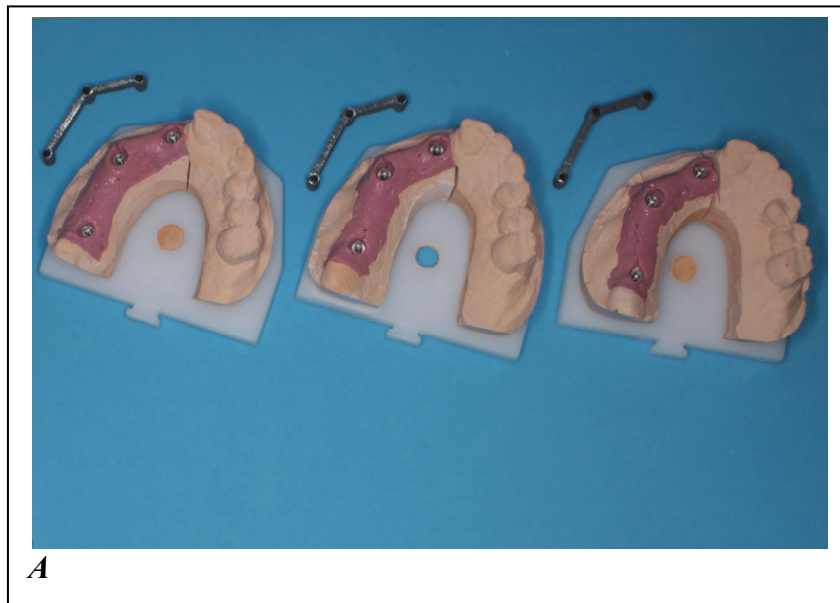


**Εικόνα 12:** Σχεδιασμός κοχλιούμενων επιεμφυτευματικών αποκαταστάσεων απλοποιημένης μορφολογίας για την ομοιογένεια της διαδικασίας με το σχεδιαστικό πρόγραμμα ExoCAD.

## **Κατασκευή μεταλλικών σκελετών**

Όλοι οι σχεδιασμένοι σκελετοί κατασκευάστηκαν με τη βοήθεια ηλεκτρονικού υπολογιστή CAM (Computer Aided Manufacturing) εφαρμόζοντας την τεχνική πυροσυσσωμάτωσης με LASER από πιστοποιημένο εργαστήριο σε ειδική διάταξη τρισδιάστατης (3D) εκτύπωσης βασικού κράματος για οδοντιατρικές εφαρμογές (TruPrint 1000 Multilaser, TRUMPF GmbH, Ditzingen, Germany). Οι σκελετοί κατασκευάστηκαν με χρήση σκόνης οδοντιατρικού κράματος Co-Cr. Οι 6 σκελετοί καθώς και δύο δοκίμια ελέγχου της διαδικασίας κατασκευάστηκαν μαζί σε μία πλάκα και σε ένα κύκλο εκτύπωσης.

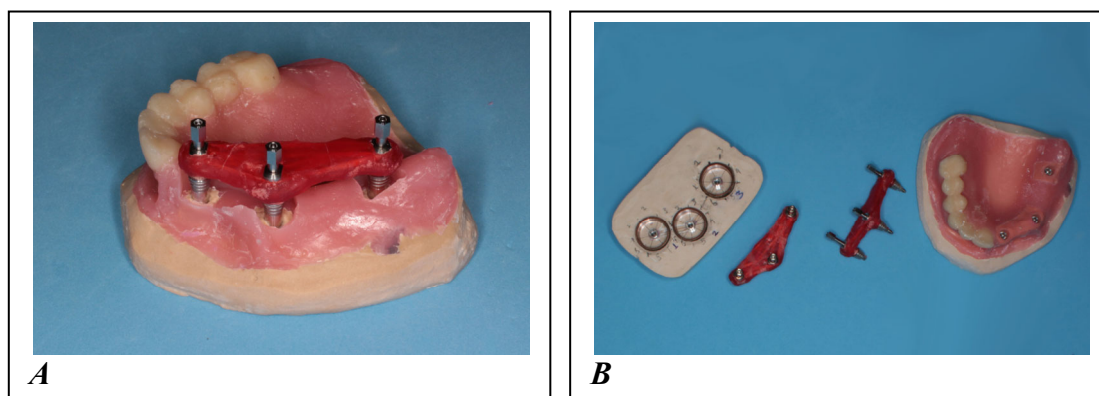
Έπειτα εκτελέστηκε η διαδικασία αφαίρεσης τάσεων σύμφωνα με τις οδηγίες του κατασκευαστή όπως περιγράφονται στις προδιαγραφές του κράματος. Η πλατφόρμα παραγωγής με τους άξονες υποστήριξης και τις εκτυπωμένες εργασίες αφαιρέθηκε προσεκτικά από τον θάλαμο εκτύπωσης και τοποθετήθηκε σε προθερμασμένο φούρνο στους 650 °C. Ακολούθως, εντός 12 min η θερμοκρασία αυξήθηκε στους 800 °C, όπου και παρέμεινε για 15 min. Στη συνέχεια η θερμοκρασία μειώθηκε εντός 15 min στους 550 °C. Η πλατφόρμα αφαιρέθηκε από το φούρνο στους 550°C ή χαμηλότερους και αφέθηκε να ψυχθεί σε θερμοκρασία δωματίου. Έπειτα αποσπάστηκαν οι εκτυπωμένοι σκελετοί και τα δοκίμια ελέγχου από την πλατφόρμα παραγωγής κόβοντας τους άξονες υποστήριξης με δίσκο κοπής μετάλλων. Οι θέσεις υποστήριξης εξομαλύνθηκαν με ειδικά ελαστικά σύμφωνα με τις οδηγίες του κατασκευαστή. Οι σκελετοί αμμοβολήθηκαν με κόκκους αλουμίνας διαμέτρου 250μm στις 4atm και καθαρίστηκαν με ατμό.



**Εικόνα 13:** *A. Οι τρεις σκελετοί που προέκυψαν από την αποτύπωση με αποτυπωτικό υλικό, μαζί με τα γύψινα εκμαγεία εργασίας που στη συνέχεια ψηφιοποιήθηκαν. B. Οι τρεις μεταλλικοί σκελετοί που προέκυψαν από ενδοστοματική ψηφιακή σάρωση χωρίς την κατασκευή φυσικών εκμαγείων εργασίας.*

### Προετοιμασία δοκιμίων

Η οριακή εφαρμογή μελετήθηκε έμμεσα από αρνητικά αντίγραφα των επιφανειών των κοχλιωμένων εμφυτευματικών κολοβωμάτων επί των αναλόγων εμφυτευμάτων. Η κοχλίωση των σκελετών έγινε με τρεις (3) βίδες εμφυτευματικών κολοβωμάτων της εταιρείας MIS® (Direct prosthetic screw, int.hex., MIS Implants Technologies Ltd, Dentsply Sirona, York, Pennsylvania USA- LOT#: W19001415). Για την παραγωγή των αντιγράφων κατασκευάστηκε και χρησιμοποιήθηκε ειδική συσκευή παραγωγής αντιγράφων. (RPD - Replica Production Device). Η συσκευή RPD είχε τα ανάλογα εμφυτευμάτων στις ίδιες σχετικές θέσεις με το PRM.



**Εικόνα 14:** A. Νάρθηκας επιβεβαίωσης κοχλιωμένος με άξονες αποτύπωσης ανοιχτού δισκαρίου στο PRM. Με βάση αυτόν τον νάρθηκα φτιάχτηκε η συσκευή RPD. B. Η συσκευή RPD φαίνεται στα αριστερά ενώ δεξιά το PRM. Στο κέντρο νάρθηκας επιβεβαίωσης που κατασκευάστηκαν στο PRM και στην RPD μπορούν να εδραστούν ανεμπόδιστα και στις δύο συσκευές εναλλάξ.

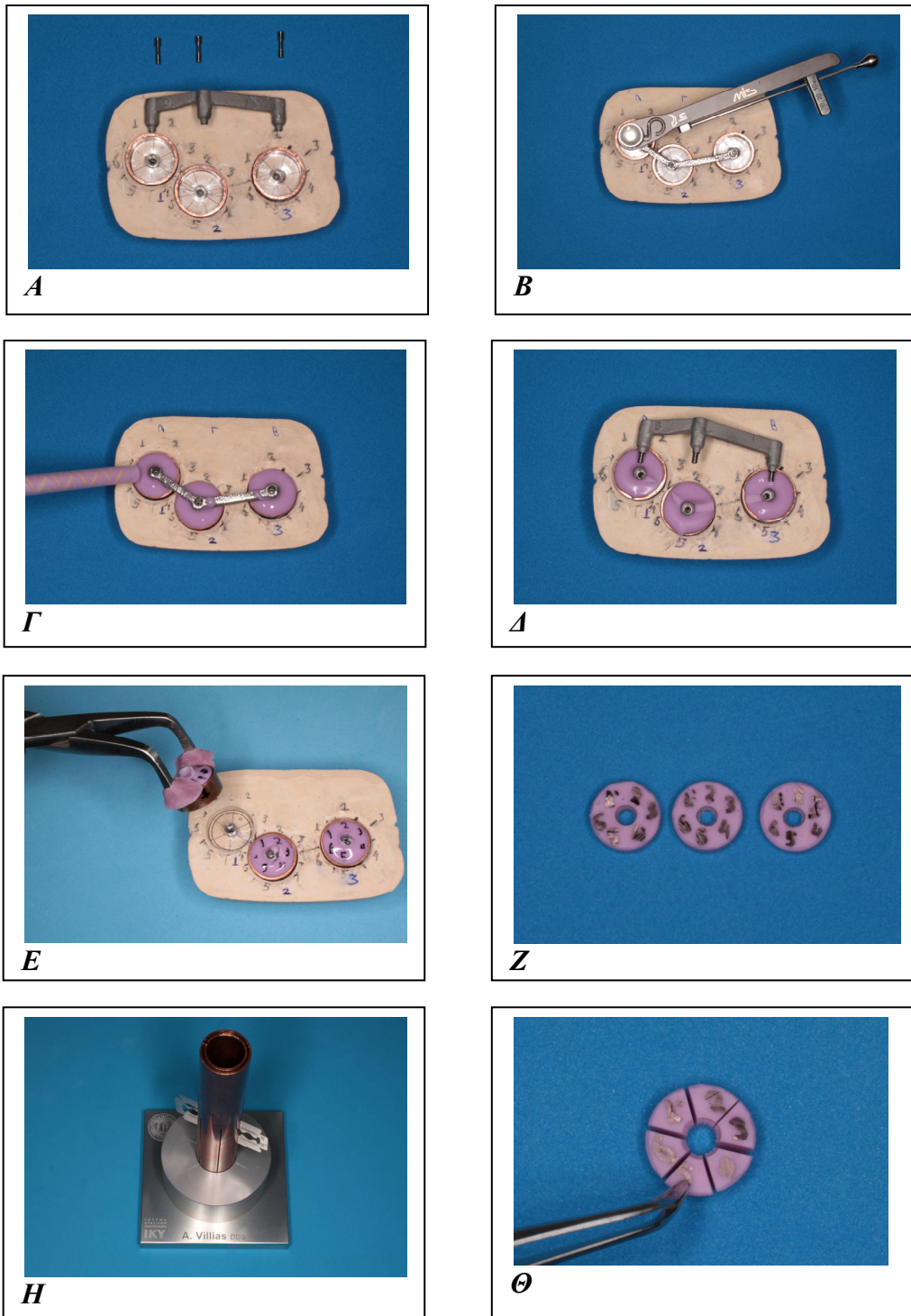
Η διάταξη PRM επέτρεπε την ταυτόχρονη παραγωγή αρνητικών αντιγράφων και από τα τρία στηρίγματα του μεταλλικού σκελετού όταν αυτός είχε κοχλιωθεί με τον προβλεπόμενο τρόπο. Τα αρνητικά αντίγραφα προέκυπταν από την πλήρωση των χάλκινων δακτυλίων γύρω από τα στηρίγματα με υπερλεπτόρευστη σιλικόνη αθροιστικού τύπου (Image PVS Super light body fast, Dental Line ltd, Piraeus, Greece) και τον στοιβαγμό της με πεπιεσμένο αέρα (αεροσύριγγα οδοντιατρικής έδρας). Μετά τον πολυμερισμό του αποτυπωτικού υλικού ο σκελετός απόκοχλιωνόταν και αφαιρούνταν από την RPD.

Από κάθε αντίγραφο αφαιρούνταν οι περίσσειες και σημειώνονταν με ανεξίτηλο μαρκαδόρο η θέση του στηρίγματος και τα εκτημόρια προσανατολισμού. Στη συνέχεια αποσπόνταν οι χάλκινοι δακτύλιοι με το αποτυπωτικό υλικό με τη χρήση κατάλληλα τροποποιημένου εξολκέα και ακολούθως αφαιρούνταν με ειδικό έμβολο το πολυμερισμένο υλικό από τον δακτύλιο. Με την τεχνική αυτή προέκυπταν 3 αντίγραφα από κάθε σκελετό, ένα δηλαδή για κάθε εμφύτευμα - στήριγμα. Ακολουθούσε η μικροτόμηση του κάθε κυλινδρικού αρνητικού αντιγράφου σε 6 τομείς των 60° με ειδικά σχεδιασμένο μικροτόμο (SID – Sample Intersection Device).

Στη συνέχεια, κάθε τομέας τοποθετούνταν σε βάση παρατήρησης (SOB – Sample Observation Base) ειδικά διαμορφωμένη για τη γεωμετρία των δοκιμίων, ώστε να επιτρέπει ομοιόμορφη παρατήρηση σε οπτικό μικροσκόπιο.

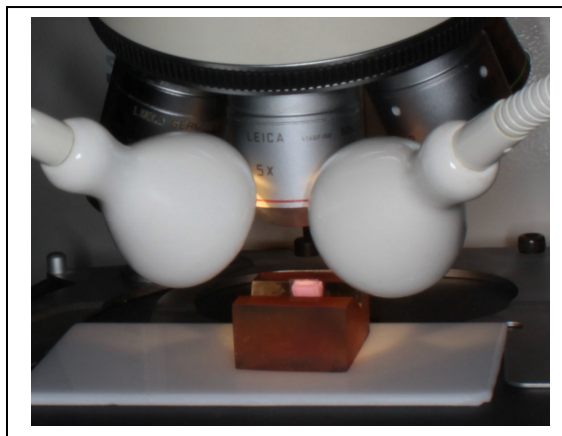
Όλες οι παρατηρήσεις έγιναν με το φακό μικρής μεγέθυνση (5x) ώστε να επιτευχθεί το μέγιστο εύρος πεδίου κάτω από οπτικό μικροσκόπιο με ενσωματωμένη διάταξη ψηφιακής φωτογράφισης (Digital Microscope Leica DM 4000 B, Leica Microsystems, Mannheim, Germany).





**Εικόνα 15:** Α. Μεταλλικός σκελετός έτοιμος για κοχλίωση στην RPD. Β. Κοχλίωση του σκελετού με τυποποιημένη διαδικασία (ροπή 10Ncm). Γ. Πλήρωση των χάλκινων δακτυλίων με υπερλεπτόρευση PVS. Δ. Αφαίρεση του μεταλλικού σκελετού μετά την πήξη της PVS. Ε. Αφαίρεση των χάλκινων δακτυλίων με ειδικά τροποποιημένο εξολκέα. Ζ. Έτοιμα προς τεμαχισμό τα αρνητικά αντίγραφα από ένα σκελετό. Η. Συσκευή SID για την μικροτόμηση αντιγράφων σε τομείς των 60°. Θ. Αρνητικό αντίγραφο μετά την απομάκρυνσή του από τη SID, κομμένο σε 6 τομείς των 60° έκαστος.

Η τράπεζα παρατήρησης τροποποιήθηκε για της ανάγκες του πειράματος και χρησιμοποιήθηκαν διατάξεις πρόσθετου φωτισμού ώστε η μέση ένταση του φωτός στο επίπεδο παρατήρησης να ανέρχεται 57000 Lux.



***Εικόνα 16:** Στο κέντρο η βάση παρατήρησης SOB με ένα εκτημόριο του αντιγράφου υπό παρατήρηση σε χαμηλή μεγέθυνση (5x) στο οπτικό μικροσκόπιο. Η τράπεζα παρατήρησης τροποποιήθηκε για να μπορεί να υποστηρίξει τη SOB. Αριστερά και δεξιά παρατηρούνται οι διατάξεις πρόσθετου φωτισμού LED.*

Για τη λήψη των μικροφωτογραφιών το διάφραγμα του φακού του μικροσκοπίου ρυθμίστηκε στη μέγιστη διάνοιξη ώστε να αυξηθεί το διακριτικό όριο και να μειωθεί στο ελάχιστο το βάθος πεδίου (Rost F , Oldfield R 2000, Rittscher J , Machiraju και συν 2008). Στις ψηφιακές ρυθμίσεις της φωτογραφικής μηχανής έγινε εξισορρόπηση του λευκού και αυτόματη ρύθμιση του χρόνου έκθεσης πριν από κάθε συνεδρία μικροφωτογραφίσεων. Η τελική μεγέθυνση που επιτεύχθηκε στις μικροφωτογραφίες ήταν περίπου 320x. Συνολικά ελήφθησαν 432 (24 δοκίμια x 3 στηρίγματα x6 τομές σε κάθε στήριγμα) μικροφωτογραφίες. Στη συνέχεια όλες αποθηκεύθηκαν ψηφιακά με κατάλληλη ονοματολογία, ενώ τα μικροτομημένα αντίγραφα αρχειοθετήθηκαν για μελλοντική χρήση.

Κάθε φωτογραφία από το οπτικό μικροσκόπιο απεικόνιζε το όριο σε ένα εκτημόριο ενός στηρίγματος της επιεμφυτευματικής αποκατάστασης από το διατμηθέν αρνητικό

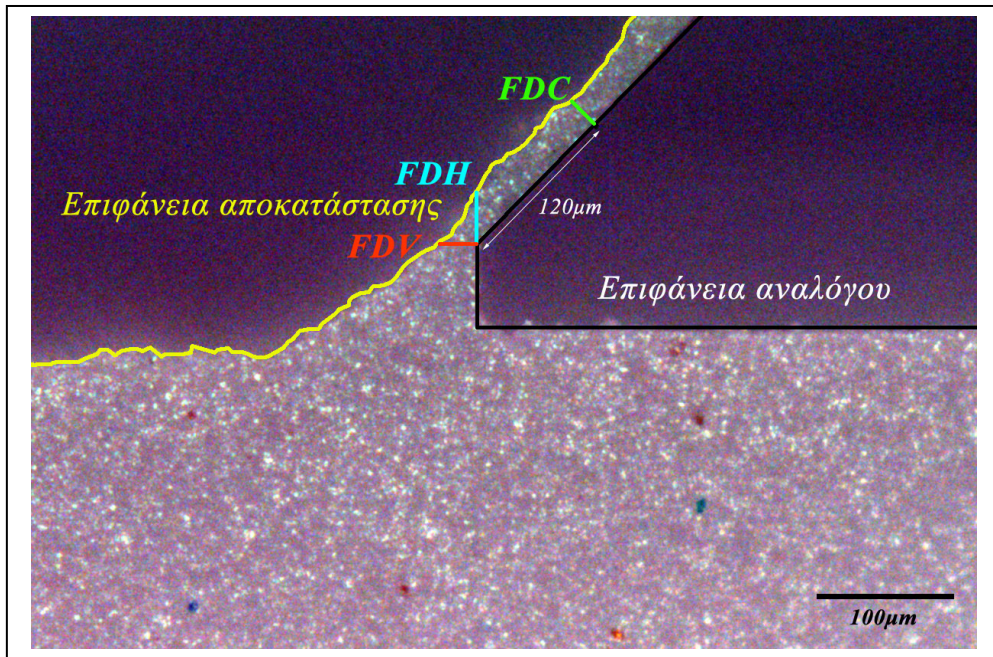


αντίγραφο. Η σκούρα περιοχή στην φωτογραφία αντιστοιχούσε στον κενό χώρο που άφηνε στο αρνητικό αντίγραφο η συνδεδεμένη αποκατάστασης πάνω στο ανάλογο. Ενώ η φωτεινή περιοχή αντιστοιχούσε στο χώρο γύρω από το σύμπλεγμα αποκατάστασης-αναλόγου. Με την τεχνική που εφαρμόστηκε η όποια διαφορά υπήρχε μεταξύ εμφυτεύματος (αναλόγου) και αποκατάστασης εμφανιζόταν ως χαρακτηριστική φωτεινή προεξοχή εντός της σκούρας περιοχής.

### **Λήψη μετρήσεων**

Σε κάθε μικροφωτογραφία αναγνωρίστηκε η περίμετρος του μεταλλικού σκελετού (αποκατάστασης) και του εργαστηριακού αναλόγου. Για την επίτευξη μεγαλύτερης ακρίβειας στην ιχνηλάτηση των ορίων και στις μετρήσεις χρησιμοποιήθηκε ψηφιακή πένα υψηλής ευκρίνειας (Bamboo CTH-470/S, Wacom, Toyonodai, Japan) σε συνδυασμό με το γραφιστικό πρόγραμμα Photoshop (Adobe Photoshop CS 5 V12.0.4 x64, Adobe Systems Inc.). Χρησιμοποιήθηκαν γραμμές πάχους ενός pixel χωρίς να τροποποιηθεί η αρχική φωτογραφία από το μικροσκόπιο.

Με τυποποιημένη διαδικασία έγιναν οι τρεις μετρήσεις για την κάθετη, την οριζόντια και την κωνική απόσταση στο όριο. Για τις μετρήσεις χρησιμοποιήθηκε το ανοιχτό λογισμικό ImageJ (ImageJ 1.48g, National Institutes of Health, USA), αφού ρυθμίστηκε η κλίμακα στις παρατηρούμενες εικόνες με βάση τις ενσωματωμένες πληροφορίες του ψηφιακού αρχείου. ( $1\text{pixel}=0.556\mu\text{m}$ ). Ακολούθως οι μετρήσεις αποθηκεύθηκαν ανά είδος στηρίγματος (11, 14, 17) και είδος μέτρησης (οριζόντια, κάθετη, κωνική). Για κάθε δοκίμιο συγκεντρώθηκαν 54 μετρήσεις.



*Εικόνα 17: Μετρήσεις που έγιναν σε κάθε μικροφωτογραφία: Με πορτοκαλί η κάθετη απόσταση στο όριο, με γαλάζιο η οριζόντια απόσταση στο όριο και με πράσινο η κωνική απόσταση. Για κάθε στήριγμα (11,14,17) του εκάστοτε σκελετού μελετήθηκαν 6 μικροφωτογραφίες. Οι μεταβλητές FDH, FDV και FDC προέκυπταν από τους μέσους όρους αυτών των μετρήσεων.*

### Στατιστική αξιολόγηση των αποτελεσμάτων

Τα αποτελέσματα αυτού του πειράματος υποβλήθηκαν στις ακόλουθες στατιστικές δοκιμασίες: Περιγραφική στατιστική δεδομένων γενικά και ανά ομάδα, δοκιμασία Shapiro-Wilk για τον έλεγχο της κανονικής κατανομής των τιμών, δοκιμασία ANOVA (Ανάλυση της μεταβλητότητας κατά μία διεύθυνση) για κάθε μία από τις τρεις εξαρτημένες μεταβλητές (FDH, FDV, FDC) και δοκιμασίες πολλαπλών συγκρίσεων για τον εντοπισμό των διαφορών με την post-hoc δοκιμασία Tukey HSD. Το επίπεδο στατιστικής σημαντικότητας ορίστηκε στο 95% ( $\alpha=0.05$ ). Η στατιστική επεξεργασία των αποτελεσμάτων και οι γραφικές αναπαραστάσεις των δεδομένων έγιναν με το στατιστικό πακέτο SPSS (SPSS for Windows 64-bit edition, V25. IBM Corp.).

## Αποτελέσματα

### Περιγραφική στατιστική ανά εξαρτημένη μεταβλητή

Αρχικά έγινε επισκόπηση των δεδομένων χωρίς ομαδοποίηση με τα εργαλεία περιγραφικής στατιστικής του στατιστικού πακέτου SPSS:

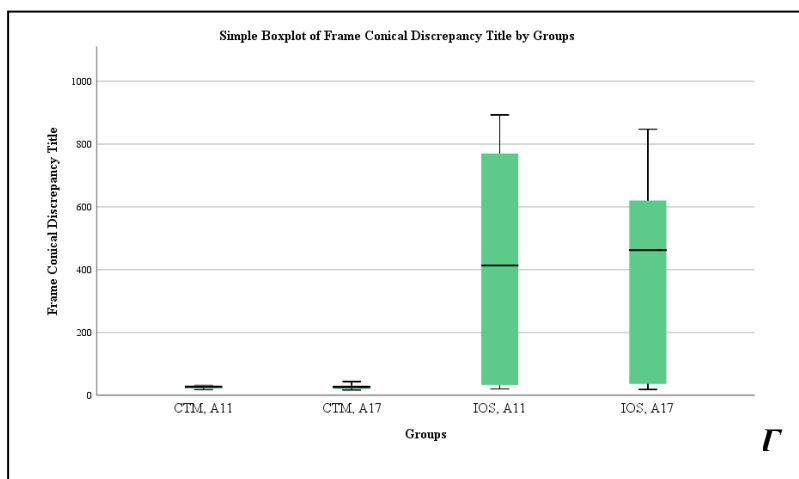
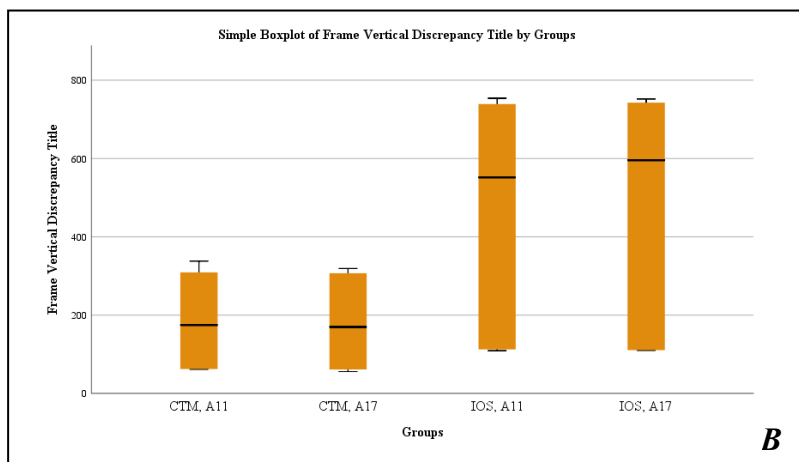
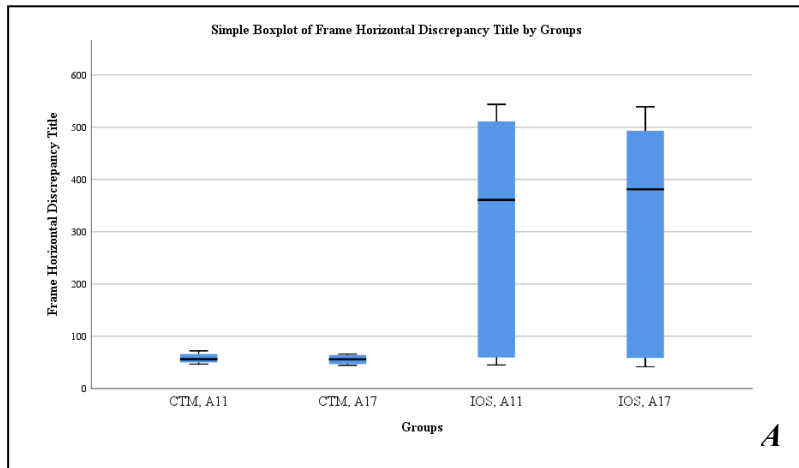
*Πίνακας 2: Περιγραφική στατιστική για τα δεδομένα ανά μεταβλητή αποτελέσματος.*

#### **Descriptive Statistics**

	N	Range	Min.	Max	Mean		S.D.	Variance	Skewness		Kurtosis	
					Statistic	S. E.	Statistic	Statistic	Statistic	S.E.	Statistic	S. E.
FDH	24	502	42	544	185,75	39,893	195,437	38195,596	,960	,472	-,929	,918
FDV	24	698	56	754	330,35	53,199	260,620	67922,633	,549	,472	-1,255	,918
FDC	24	876	17	893	221,52	61,979	303,632	92192,110	1,214	,472	-,027	,918
Valid N	24											

### Περιγραφική στατιστική ανά εξαρτημένη μεταβλητή και ομάδα

Ακολούθως τα δεδομένα περιγράφηκαν ανά ομάδα με τα εργαλεία περιγραφικής στατιστικής του στατιστικού πακέτου SPSS. Η γραφική αναπαράσταση των δεδομένων ανά ομάδα και μεταβλητή-στόχο έγινε με διαγράμματα κουτιά (Box & Whisker), στα οποία απεικονίζονται 5 μέτρα θέσεως και διασποράς για τις τιμές κάθε μίας από τις εξαρτημένες μεταβλητές FDH, FDV και FDC σε μm ανά ομάδα. Στα διαγράμματα αυτά, το κατώτερο άκρο βρίσκεται στη θέση της ελάχιστης τιμής (min). Το κάτω άκρο του κουτιού δείχνει τη θέση του πρώτου τεταρτημορίου (Q1). Η γραμμή στο μέσο του κουτιού βρίσκεται στη θέση της διαμέσου (median). Το πάνω άκρο του κουτιού δείχνει τη θέση του τρίτου τεταρτημορίου (Q3). Τέλος, το ανώτατο άκρο βρίσκεται στη θέση της μέγιστης τιμής (max).



**Εικόνα 18:** Γραφήματα Box & Whisker για τις τιμές των εξαρτημένων μεταβλητών FDH (A), FDV (B) και FDC (Γ) σε μm ανά ομάδα.

### Προϋποθέσεις παραμετρικών δοκιμασιών

Τα δεδομένα υποβλήθηκαν στη δοκιμασία Shapiro-Wilk, η οποία εξετάζει αν η κατανομή τους διαφέρει σημαντικά από την κανονική κατανομή και είναι ισχυρή για μικρά δείγματα (N~20).

*Πίνακας 3: Αποτελέσματα δοκιμασίας Shapiro-Wilk.*

Test of Normality		Shapiro-Wilk		
	Groups	Statistic	Df	Sig.
FDH	CTM, A11	,940	6	,656
	CTM, A17	,808	6	,070
	IOS, A11	,874	6	,242
	IOS, A17	,857	6	,180
FDV	CTM, A11	,807	6	,068
	CTM, A17	,797	6	,055
	IOS, A11	,832	6	,111
	IOS, A17	,802	6	,061
FDC	CTM, A11	,917	6	,486
	CTM, A17	,943	6	,682
	IOS, A11	,905	6	,401
	IOS, A17	,921	6	,511

Η δοκιμασία έδειξε ότι η κατανομή των δεδομένων για όλες τις ομάδες και όλες τις μεταβλητές αυτού του πειράματος δεν διαφέρει σημαντικά από αντίστοιχη κανονική κατανομή. Συνεπώς πληρείται η προϋπόθεση για διεξαγωγή παραμετρικών δοκιμασιών.

## Δοκιμασία ANOVA

*Πίνακας 4: Αποτελέσματα δοκιμασίας ANOVA.*

### ANOVA

		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
FDH	Between Groups	399414,356	3	133138,119	5,558	<b>,006</b>
	Within Groups	479084,358	20	23954,218		
	Total	878498,713	23			
FDV	Between Groups	517152,893	3	172384,298	3,299	<b>,041</b>
	Within Groups	1045067,662	20	52253,383		
	Total	1562220,555	23			
FDC	Between Groups	908357,443	3	302785,814	4,996	<b>,010</b>
	Within Groups	1212061,091	20	60603,055		
	Total	2120418,534	23			

Η δοκιμασία ANOVA έδειξε ότι υπήρχε σημαντική διαφορά μεταξύ των ομάδων στον FDH:  $F(3,20)=5,558$ ,  $p<,01$ , με μεγάλη επίδραση των παραγόντων που καθόριζαν τις ομάδες ( $\omega=,60$ ).

Επίσης υπήρχε σημαντική διαφορά μεταξύ των ομάδων στον FDV:  $F(3,20)=3,299$ ,  $p<,05$ , με μικρή επίδραση των παραγόντων που καθόριζαν τις ομάδες ( $\omega=,15$ ).

Τέλος η δοκιμασία ελέγχου της μεταβλητότητας έδειξε ότι υπήρχε σημαντική διαφορά μεταξύ των ομάδων στον FDC:  $F(3,20)=4,996$ ,  $p<,05$ , με μεγάλη επίδραση των παραγόντων που καθόριζαν τις ομάδες ( $\omega=,58$ ).

### **Post-hoc δοκιμασίες.**

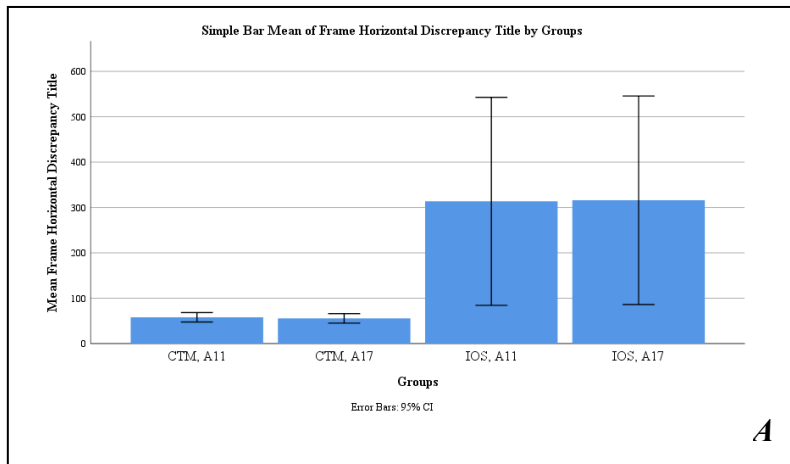
Εφόσον η δοκιμασία ANOVA έδειξε ότι υπήρχαν στατιστικώς σημαντικές διαφορές μεταξύ των ομάδων, διενεργήθηκαν post-hoc δοκιμασίες πολλαπλών συγκρίσεων Tukey's για να εντοπίσουν αυτές τις διαφορές.

Οι post-hoc δοκιμασίες αποκάλυψαν στατιστικώς σημαντικές διαφορές ( $p < .05$ ) μόνο για τον FDH. Οι διαφορές εντοπίστηκαν μεταξύ των ομάδων [CTM A11] (control) – [IOS A11] και [CTM A11] (control)- [IOS A17] καθώς και [CTM A17] – [IOS A11] και [CTM A17] -[IOS A17].

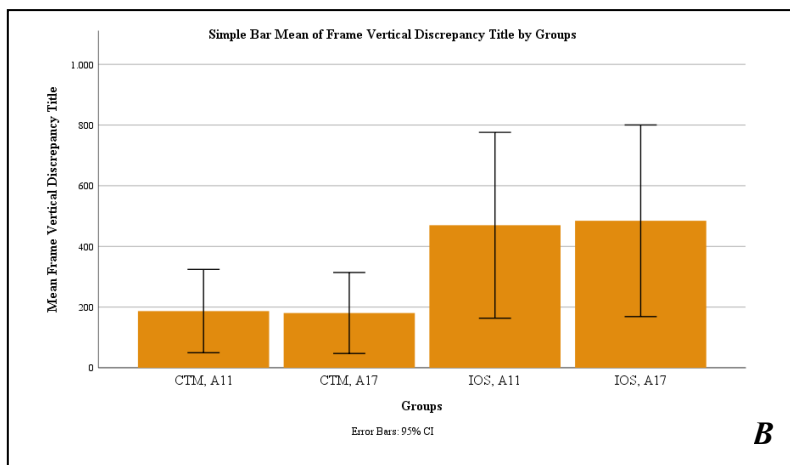
Για τη μεταβλητή FDV οι post-hoc δοκιμασίες δεν μπόρεσαν να εντοπίσουν διαφορές (ns).

Ούτε για την μεταβλητή FDC η δοκιμασία Tucky's δεν μπόρεσε να εντοπίσει στατιστικώς σημαντικές διαφορές. Παρόλα αυτά, η σύγκριση των ομάδων [CTM, A11] (control) – [IOS, A11] έδωσε  $p=0.50$  (ns) και μεταξύ των ομάδων [CTM, A17] – [IOS, A11]  $p=0.51$  (ns).

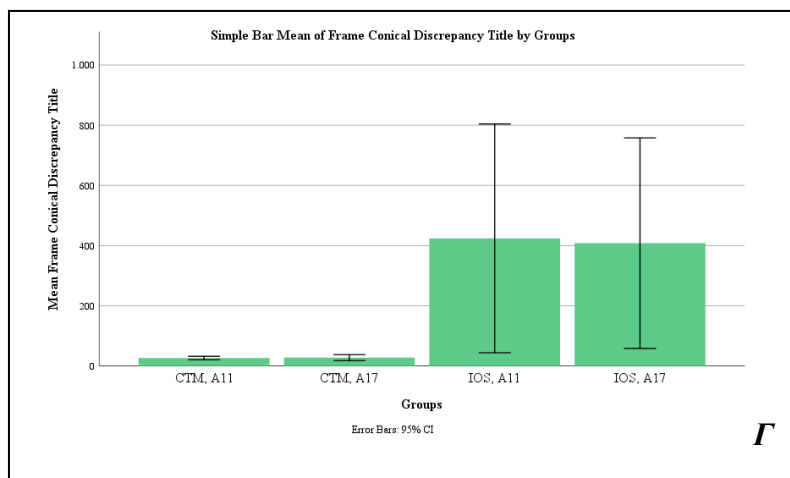
Τα αποτελέσματα αυτά αναπαράχθηκαν γραφικά με ραβδογράμματα από το στατιστικό πακέτο SPSS. Όπου απεικονίστηκαν ο μέσος όρος των εξαρτημένων μεταβλητών FDH, FDV και FDC σε  $\mu\text{m}$  για κάθε ομάδα χωριστά. Σε κάθε ραβδόγραμμα απεικονίστηκε το κατά 95% διάστημα αξιοπιστίας. Προκειμένου για κανονικά κατανομημένα αποτελέσματα η πραγματική μέση τιμή βρισκόταν εντός των ορίων  $\pm 1.96$  SE (πιθανό σφάλμα) με πιθανότητα λάθους 5%.



**A**



**B**



**G**

**Εικόνα 19:** Ραβδογράμματα των μέσων όρων των εξαρτημένων μεταβλητών σε  $\mu\text{m}$  για κάθε ομάδα χωριστά. **A:** FDH. Εκτός από τις διαφορές μεταξύ των ομάδων ίδιας μεθόδου αποτύπωσης όλες οι υπόλοιπες διαφορές είναι στατιστικώς σημαντικές ( $p < 0.05$ ). **B:** FDV. Καμία διαφορά δεν είναι στατιστικώς σημαντική (ns). **G:** FDC. Καμία διαφορά δεν είναι στατιστικώς σημαντική (ns).



## Συζήτηση

Στα πλαίσια των περιορισμών που θέτει η παρούσα μελέτη, η μηδενική υπόθεση ότι δεν θα υπάρχουν διαφορές μεταξύ των ομάδων στην οριακή εφαρμογή των δοκιμίων που προέκυψαν από διαφορετική μέθοδο αποτύπωσης και διαφορετική μέθοδο κοχλίωσης, απορρίπτεται.

Αναλυτικότερα, απορρίπτεται η μηδενική υπόθεση ότι ο δείκτης οριζόντιας απόστασης στο όριο των αποκαταστάσεων έχει παρόμοιες τιμές μεταξύ ομάδων δοκιμίων που προέκυψαν από διαφορετικό τρόπο αποτύπωσης και διαφορετική μέθοδο κοχλίωσης. Επίσης στη μελέτη αυτή απορρίπτεται η υπόθεση ότι ο δείκτης κάθετης απόστασης στο όριο των αποκαταστάσεων έχει παρόμοιες τιμές μεταξύ ομάδων δοκιμίων που προέκυψαν από διαφορετικό τρόπο αποτύπωσης και διαφορετική μέθοδο κοχλίωσης. Επιπλέον απορρίφθηκε και η μηδενική υπόθεση ότι ο δείκτης κωνικής απόστασης στο όριο των αποκαταστάσεων έχει εφάμιλλες τιμές μεταξύ ομάδων δοκιμίων που προέκυψαν από διαφορετικό τρόπο αποτύπωσης και διαφορετική μέθοδο κοχλίωσης.

Στη βιβλιογραφία πολλοί ερευνητές αναφέρονται στην οριζόντια και κάθετη απόσταση στο εξωτερικό όριο της πρόσθεσης κάνοντας τις μετρήσεις τους με πληθώρα γεωμετρικών μεθόδων. (Janke A 2001, Gassino G και συν. 2004, Linkevicius T και συν. 2011, Villias A 2015, Mitchell CA και συν. 1999, Sorensen JA 1990). Οι μετρήσεις αυτές δίνουν το μέγεθος της ακρίβειας εφαρμογής που είναι ιδιαίτερα σημαντικό ειδικά για τα δόντια στηρίγματα που είναι επιρρεπή στην προσβολή από τερηδόνα. Αντίστοιχα στην παρούσα μελέτη εξετάστηκαν οι παράμετροι FDH και FDV.

Η γεωμετρία των εμφυτευμάτων με τύπο σύνδεσης εσωτερικής διαμόρφωσης σαν αυτά που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα εργασία μπορεί να έχουν κωνικά εσωτερικά τοιχώματα όπως χαρακτηριστικά φαίνεται στην εικόνα 3. Λαμβάνοντας υπόψη αυτή τη γεωμετρία, γίνεται εμφανές ότι από μηχανολογικής άποψης είναι επίσης σημαντικό να υπάρχει έδραση και υποστήριξη της σύνδεσης εμφυτευματικού κολοβώματος - εμφυτεύματος σε σημείο της κωνικής κατάδυσης του αυλού του εμφυτεύματος κοντά στην εξωτερική επιφάνεια του εμφυτεύματος και πριν την έναρξη του σπειρώματος της βίδας του εμφυτευματικού κολοβώματος. Κάτι τέτοιο επηρεάζει την κατανομή δυνάμεων και προστατεύει τις βίδες. (Kofron MD και συν. 2019, Takahashi JM και συν. 2015). Για αυτό το λόγο μελετήθηκε και η μεταβλητή FDC.

Για τις ομάδες των αποτυπωμάτων με πολυβυνιλοσιλοξάνη και την τεχνική του κλειστού δισκαρίου η εφαρμογή των σκελετών στο όριο κυμάνθηκε για τον FDH=57±10 μm, για τον FDV=184±123 μm και για τον FDC=27±7 μm. Τα αποτελέσματα αυτά είναι συγκρίσιμα με αυτά που βρήκαν οι Lin WS και συν. (2015) στην εργαστηριακή τους έρευνα.

Για τις ομάδες που ελήφθησαν ψηφιακά αποτυπώματα, η εφαρμογή των σκελετών στο όριο κυμάνθηκε για τον FDH=315±209 μm, για τον FDV=477±283 μm και για τον FDC=416±332 μm. Οι Andriessen FS και συν. (2014) στην έρευνά τους σε ολικώς νωδούς ασθενείς και ψηφιακή αποτύπωση για επένθετες επιεμφυτευματικές οδοντοστοιχίες στην κάτω γνάθο, χρησιμοποίησαν το σύστημα i-tero και βρήκαν παρόμοιες μη αποδεκτές αποκλίσεις. Η εξήγηση που δώσανε ήταν η έλλειψη ανατομικών δομών με βάση τις οποίες το λογισμικό του συστήματος θα μπορούσε να προσανατολίσει τις εικόνες. Νωρίτερα οι Patzelt SB και συν. (2013) βρήκαν παρόμοια αποτελέσματα όσον αφορά ενδοστοματικά ψηφιακά αποτυπώματα σε

νωδές γνάθους, καταλήγοντας στην σύσταση για αποφυγή χρήσης των συστημάτων αυτών σε παρόμοιες περιπτώσεις. Αντίθετα οι Kim SY και συν. (2013) βρήκαν ότι το σύστημα i-tero είχε παρόμοια ακρίβεια με το αποτύπωμα με σιλικόνη προσθήκης. Όμως το εργαστηριακό τους πείραμα έγινε σε γύψινο εκμαγείο με μερική νωδότητα, επιτρέποντας τον ακριβή προσανατολισμό των εικόνων.

Η Carr AB στην εργασία της για την ακρίβεια αποτύπωσης εμφυτευμάτων τοποθετημένων υπό κλίση, χρησιμοποιώντας διαφορετικές τεχνικές, σύγκρινε το αποτέλεσμα στα εκμαγεία εργασίας. Φαίνεται ότι διαφορές στη γεωμετρία του τύπου σύνδεσης σε συνδυασμό με την κλίση των εμφυτευμάτων ενδεχομένως επηρεάζουν την ακρίβεια των αποτυπωμάτων, κυρίως για τα συστήματα με τύπο σύνδεσης εσωτερικής διαμόρφωσης παρά για τα συστήματα με τύπο σύνδεσης εξωτερικής διαμόρφωσης. Ο λόγος για αυτό μπορεί να είναι η αυξημένη επιφάνεια επαφής του άξονα αποτύπωσης με το εμφύτευμα ή το ανάλογο για τα συστήματα σύνδεσης εσωτερικής διαμόρφωσης, κάνοντας την αφαίρεση του αποτυπώματος δυσκολότερη αφού απαιτείται εφαρμογή μεγαλύτερης δύναμης για την αφαίρεση του αποτυπώματος. Επίσης, ο αριθμός και η διασπορά των εμφυτευμάτων σε εγγύς –άπω διάσταση ενδεχομένως έχουν μια επιπλέον επίδραση στην ευκολία αφαίρεσης του αποτυπώματος. (Del'Acqua MA και συν. 2008, Kim S και συν. 2006).

Τα συστήματα ενδοστοματικής ψηφιακής αποτύπωσης φαίνεται να δίνουν ικανοποιητικά αποτελέσματα για μονήρεις αποκαταστάσεις και μικρής έκτασης αποκαταστάσεις. (Lee SJ και συν. 2015, van der Meer WJ και συν. 2012). Όμως, η πλήρως ψηφιακή ροή κατασκευής επιεμφυτευματικών προσθέσεων ενδεχομένως ενέχει και πρόσθετα προβλήματα. Στο παρόν πείραμα διαπιστώθηκε ότι οι βιβλιοθήκες που παρείχε η εταιρία MIS, προέβλεπαν αποκαταστάσεις για μονήρη εμφυτεύματα που απαιτούν αντιπεριστροφικό σχεδιασμό για τα εμφυτευματικά

κολοβώματα. Η αντιπεριστροφική σχεδίαση αποτελεί πρόβλημα για εκτεταμένες αποκαταστάσεις, διότι πολλαπλασιάζει τυχόν στρεβλώσεις, όπως αυτή που χρησιμοποιήθηκε στο παρόν πείραμα. Το σχεδιαστικό πρόγραμμα δεν μπορούσε να επέμβει στην σχεδίαση του εμφυτευματικού κολοβώματος λόγω της κατοχυρωμένης ευρεσιτεχνίας από την εταιρία εμφυτευμάτων. Για την περίπτωση πολλαπλών εμφυτευμάτων η εταιρεία MIS προτείνει τη χρήση προκατασκευασμένων εξαρτημάτων χωρίς αντιπεριστροφική σχεδίαση και στη συνέχεια τη συγκόλλησή τους στον σκελετό. Αυτή η προσέγγιση όμως θα αποτελούσε άλλο τρόπο κατασκευής δημιουργώντας προβλήματα σύγκρισης στη συνέχεια.

Μια επιπλέον αιτία για τις αποκλείσεις που παρατηρήθηκαν στα αποτελέσματα αυτής της μελέτης μπορεί να οφείλονται στην παλαιά έκδοση του λογισμικού. Τα συστήματα ψηφιακής αποτύπωσης απαιτούν τακτικές ενημερώσεις των λογισμικών τους, καθώς οι μητρικές εταιρίες υποστηρίζουν τα συστήματά τους με διαρκείς βελτιώσεις των αλγορίθμων επεξεργασίας εικόνας και της διεπαφής με τον χρήστη (User Interface).

Στο παρόν πείραμα μελετήθηκε η επίδραση της αποτύπωσης σε εκτεταμένες επιεμφυτευματικές αποκαταστάσεις. Η νωδότητα στο μοντέλο που χρησιμοποιήθηκε κάλυπτε ολόκληρο το άνω δεξιά τεταρτημόριο. Σχετικά με το σύστημα i-tero, ενώ οι άξονες ενδοστοματικής ψηφιακής αποτύπωσης επί των εμφυτευμάτων στις θέσεις 11 και 14 καλύπτονταν επαρκώς από το οπτικό πεδίο του άκρου του εξαρτήματος σάρωσης, τα εμφυτεύματα στις θέσεις 14 και 17 δεν είχαν επαρκή κάλυψη. Χαρακτηριστικά απεικονίζεται η περιοχή του οπτικού πεδίου του εξαρτήματος σάρωσης στην εικόνα 11 Ζ. Αυτό ενδεχομένως εισήγαγε σφάλματα λόγω της έλλειψης ικανοποιητικού αριθμού σημείων προσανατολισμού. Σε παρόμοια συμπεράσματα καταλήξαν και οι Flügge TV και συν. (2016), επισημαίνοντας την

αρνητική συσχέτιση μεταξύ ακρίβειας αποτύπωσης των ενδοστοματικών ψηφιακών συστημάτων και της απόστασης ανάμεσα στους άξονες ψηφιακής αποτύπωσης. Στην έρευνά τους μέτρησαν τις αποστάσεις και τις κλίσεις των αξόνων στα εικονικά εκμαγεία.

Μια συνήθης πρακτική όταν δεν υπάρχει ικανοποιητικός αριθμός αξόνων ψηφιακής αποτύπωσης, σε περιπτώσεις μεγάλων αποκαταστάσεων με πολλά εμφυτεύματα είναι η πολλαπλή σάρωση του εκμαγείου εργασίας. Οι υπάρχοντες άξονες αποτύπωσης τοποθετούνται ξανά στο εκμαγείο σε διαφορετικές θέσεις κάθε φορά και γίνεται εκ νέου σάρωση του εκμαγείου εργασίας. Στη συνέχεια το λογισμικό του εργαστηριακού ψηφιοποιητή κάνει την αλληλεπίθεση και την ενσωμάτωση στο νέο ψηφιακό εκμαγείο. Η μέθοδος αυτή ενδεχομένως εισάγει σφάλματα στη διαδικασία.

Στο πείραμα αυτό χρησιμοποιήθηκε ένα εκμαγείο προσομοίωσης για την προσομοίωση των κλινικών συνθηκών που βασίστηκε στη μορφολογία της άνω γνάθου πραγματικού ασθενούς. Παρά τις προσπάθειες που καταβάλλονται σε μια εργαστηριακή μελέτη είναι εξαιρετικά δύσκολο να καλυφθούν όλες τις εκφάνσεις της κλινικής πράξης.

Στο στοματικό περιβάλλον υπάρχει υγρασία και σάλιο. Η κατάσταση που επικρατεί στην στοματική κοιλότητα, σε σχέση με το στεγνό και ελεγχόμενο εργαστηριακό περιβάλλον, είναι δυσμενέστερη για τα ενδοστοματικά συστήματα ψηφιακής αποτύπωσης όπως το i-tero που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα μελέτη. Παρά τις προσπάθειες του κλινικού να διατηρήσει στεγνούς τους σκληρούς οδοντικούς ιστούς και τους άξονες ψηφιακής αποτύπωσης, ενδεχομένως δημιουργηθούν αντανάκλασεις από το υγρό στοιχείο. Οι αντανάκλασεις δημιουργούν σφάλματα κατά την ψηφιακή αποτύπωση. Το μοντέλο προσομοίωσης που χρησιμοποιήθηκε ήταν κατασκευασμένο

από υπέρσκληρη γύψο κολοβωμάτων. Για προσομοίωση των μαλακών ιστών επικαλύφθηκε με στρώμα εν ψυχρώ πολυμεριζόμενου ροζ ακρυλικού οδοντοστοιχιών. Τα υλικά αυτό είναι ανένδοτα και ψαθυρά σε αντίθεση με τους φυσικούς ιστούς. Επίσης η εξωτερική επιφάνεια είχε γυαλιστεί καλά και ενδεχομένως να δημιουργούσε αντανάκλασεις.

Στο συγκεκριμένο πείραμα δεν χρησιμοποιήθηκαν γωνιώδη εμφυτεύματα, τα οποία ενδεχομένως δημιουργούν μεγαλύτερα προβλήματα όσον αφορά στην εφαρμογή στο όριο (Lee HJ και συν. 2014, Gracis S και συν. 2012). Στο εκμαγείο προσομοίωσης για την εξοικονόμηση πόρων χρησιμοποιήθηκαν ανάλογα εμφυτευμάτων της εταιρίας MIS και όχι εμφυτεύματα. Δεν βρέθηκαν στοιχεία για την ακρίβεια αυτών των εξαρτημάτων ούτε για τυχόν αποκλείσεις της γεωμετρίας τους σε σχέση με τα αντίστοιχα εμφυτεύματα.

Σαν επιεμφυτευματικές αποκαταστάσεις για διευκόλυνση των συγκρίσεων και εξοικονόμηση πόρων, σχεδιάστηκαν και κατασκευάστηκαν μεταλλικοί σκελετοί, οι οποίοι υποβλήθηκαν σε επεξεργασία για την αφαίρεση των υπολειμματικών τάσεων που υπάρχουν στην τεχνική SLM. Ακολουθήθηκε επακριβώς η διαδικασία που περιγράφει ο κατασκευαστής του κράματος που χρησιμοποιήθηκε. Όμως, δεν έγινε όπτηση πορσελάνης όπως θα γινόταν κλινικά σε κάποιο πραγματικό περιστατικό. Επίσης, για την ομοιογένεια των δοκιμών και την δυνατότητα συγκρίσεων, οι μεταλλικοί σκελετοί είχαν απλοποιημένο σχεδιασμό δοκού τετράγωνης διατομής. Στην κλινική πράξη χρησιμοποιούνται σκελετοί με οδοντική μορφολογία που είναι πιο πολύπλοκη από αυτή που χρησιμοποιήθηκε.

Το εξάρτημα σάρωσης του συστήματος που χρησιμοποιήθηκε ήταν ιδιαίτερα ογκώδες. Στην κλινική πράξη με δυσκολία θα μπορούσε ο επεμβαίνων να

αποτυπώσει με ακρίβεια οπίσθιες περιοχές πέρα από τον πρώτο γομφίο. Αυτό το πρόβλημα ίσως βελτιώνεται με νεότερα συστήματα που υπάρχουν στην αγορά, τα οποία έχουν πιο εργονομικές σχεδιάσεις.

Η μελέτη του ορίου στην έρευνα της προσθετικής παρουσιάζει αρκετές δυσκολίες. Ο ακριβής ορισμός του ορίου είναι αρκετά δύσκολος ειδικά όσον αφορά στα δόντια. (Holmes JR και συν. 1989, Sorensen JA 1990). Η καταστροφική μέθοδος με διάτμηση και άμεση παρατήρηση ενέχει τον κίνδυνο εισαγωγής σφαλμάτων κατά τη διαδικασία (ερπυσμός μεταλλικών σκελετών, διάλυση κονιών από τον καταιονισμό νερού) Ενώ δεν είναι πάντα εφαρμόσιμη και δεν επιτρέπει πολλαπλές μετρήσεις ανά δοκίμιο. (Sorensen JA 1990). Η άμεση φωτογράφιση ενέχει το πρόβλημα στην σταθερή αναγνώριση του ορίου καθώς σπάνια τα τελειώματα των αποκαταστάσεων ή των παρασκευών δημιουργούν αιχμές. Ενώ στη μέθοδο της ρέπλικας υπάρχουν προβλήματα αναγνώρισης των επιμέρους εξαρτημάτων της πρόσθεσης ή του κολοβώματος, τα οποία αντιστοιχούν στον κενό χώρο του αποτυπώματος.

Στην παρούσα έρευνα η οριακή εφαρμογή των μεταλλικών σκελετών στα εμφυτεύματα-στηρίγματα μελετήθηκε με μη καταστροφική μέθοδο. Στη μέθοδο που ακολουθήθηκε σε αυτό το πείραμα δημιουργήθηκαν αντίγραφα με τυποποιημένες διαδικασίες. Η μελέτη του ορίου έγινε σε αξονικές τομές κάθετα προς το εξωτερικό όριο της αποκατάστασης, δίνοντας τη δυνατότητα ακριβούς καθορισμού και αναγνώρισης της γεωμετρίας των εξαρτημάτων καθώς χρησιμοποιήθηκαν βιομηχανικά κατασκευασμένα εξαρτήματα με σταθερή γεωμετρία. Ο ορισμός των μεταβλητών αποτελέσματος έδωσε τη δυνατότητα μετρήσεων με ακρίβεια και επαναληψιμότητα.

Οι Gassino G και συν. (2004) στην εργασία τους αναφέρουν ότι η αξιολόγηση της οριακής εφαρμογής με λιγότερες από 18 μετρήσεις ίσως οδηγήσει σε παραπλανητικά αποτελέσματα. Η εργασία τους όμως αφορούσε σε δόντια στηρίγματα που δεν έχουν σταθερή γεωμετρία. Στην παρούσα μελέτη τα στηρίγματα ήταν βιομηχανικά κατασκευασμένα ανάλογα εμφυτευμάτων στρογγυλής διατομής κλασσικής διαμέτρου (Standard Platform – SP). Τα βιομηχανικά κατασκευασμένα εξαρτήματα έχουν μικρότερη μεταβλητότητα στην γεωμετρία τους από τα δόντια στηρίγματα που παρασκευάζονται από κοπτικά εργαλεία που κατευθύνονται από το χέρι του επεμβαίνοντος.

Θα μπορούσε να γίνει μελέτη της οριακής εφαρμογής στο επίπεδο σχεδίασης με αλληλεπίθεση των σχεδιασμένων μεταλλικών σκελετών από το εκάστοτε ψηφιοποιημένο εκμαγείο στο εκμαγείο ελέγχου (Lin WS και συν. 2015, Kim SY και συν. 2013). Κάτι τέτοιο παρόλο που θα μείωνε δραστικά το κόστος της έρευνας δεν θα έδινε σημαντικές πληροφορίες για τις αποκλείσεις που μπορεί να υπεισέρχονται στο σύστημα μετά και από τη διαδικασία κατασκευής.

Η τιμή για κάθε μια από αυτές τις μεταβλητές διαμορφώθηκε από 18 παρατηρήσεις. Συνολικά για κάθε δοκίμιο (στατιστική μονάδα) συγκεντρώθηκαν 54 παρατηρήσεις, που μπορούν να θεωρηθούν αξιόπιστες για την εξαγωγή ασφαλών συμπερασμάτων.

Ο τελικός πίνακας αποτελεσμάτων περιείχε περισσότερα 1296 κελιά (54x24), καθώς έγιναν καταχωρήσεις ανεξάρτητων μεταβλητών, καταγραφές συγχυτικών παραγόντων και μεταβλητών ενδιάμεσων υπολογισμών. Προκειμένου να αποφευχθούν ανθρωπογενή λάθη κατά την μεταφορά των αποτελεσμάτων, αναπτύχθηκαν ειδικοί κώδικες για να γίνει αυτοματοποιημένα η μεταφορά των τιμών.



Οι μετρήσεις έγιναν σε κάθε φωτογραφία μετά την αναγνώριση του ορίου με ψηφιακή αλληλεπίθεση του περιγράμματος του εργαστηριακού αναλόγου, περιορίζοντας με αυτόν τον τρόπο την υποκειμενικότητα του εξεταστή. Το πρόγραμμα ImageJ που χρησιμοποιήθηκε για την διεξαγωγή των μετρήσεων, επέτρεπε την αυτόματη καταχώρηση των μετρήσεων σε πίνακα αποτελεσμάτων.

Αξιοποιώντας τους πόρους που διατέθηκαν, σχεδιάστηκε πείραμα με ομάδες, οι οποίες περιείχαν ίσους πληθυσμούς δοκιμίων, διευκολύνοντας τις συγκρίσεις. Οι στατιστικές δοκιμασίες one-way ANOVA έδειξαν στατιστικώς σημαντικές διαφορές μεταξύ των συγκρινόμενων ομάδων και για τις τρεις μεταβλητές αποτελέσματος. Όμως λόγω του περιορισμένου μεγέθους δείγματος, οι post-hoc δοκιμασίες δεν κατάφεραν να εντοπίσουν για όλες τις μεταβλητές αποτελέσματος, μεταξύ ποιών ομάδων υπήρχαν οι διαφορές που αποκάλυψε η γενική δοκιμασία ANOVA.

Ολοκληρώνοντας, η ψηφιακή οδοντιατρική τεχνολογία γίνεται ολοένα και πιο δημοφιλής για χρήση τόσο στην προσθετική όσο και στην εμφυτευματολογία. Η ψηφιακή εμφυτευματολογία έχει μετασχηματίσει την σχέση του οδοντιάτρου με το εργαστήριο. Ως μέρος αυτής της τάσης, τα ψηφιακά αποτυπώματα είναι ο κύριος παράγοντας αλλαγής προς αυτή την κατεύθυνση. Παρόλα αυτά τα δημοφιλή αυτά συστήματα και ο καταϊγισμός πληροφοριών γύρω από αυτά ενδεχομένως προκαλούν σύγχυση σε πολλούς οδοντιάτρους και οδοντικούς τεχνολόγους για το σκοπό τους και τις δυνατότητές τους. Για τους κλινικούς που προτιμούν να επικεντρώνονται στην οδοντιατρική, τα συστήματα ψηφιακής αποτύπωσης που μπορούν να μεταδώσουν δεδομένα στο εργαστήριο μπορεί να είναι ένα πολύτιμο εργαλείο. Για τους κλινικούς που ενδιαφέρονται να προσφέρουν υπηρεσίες οδοντιατρικής μιας ημέρας, υπάρχουν στην αγορά εδώ και πολλά χρόνια τα συστήματα κοπής για χρήση στο ιατρείο (Christensen GJ 2008, Kachalia PR & Geissberger MJ 2010).

Τα ψηφιακά αποτυπώματα αντιπροσωπεύουν την αιχμή του δόρατος της τεχνολογίας που επιτρέπει στους οδοντιάτρους να δημιουργούν ένα εικονικό αντίγραφο στον υπολογιστή των σκληρών και μαλακών ιστών του στόματος χρησιμοποιώντας LASER και συσκευές οπτικής σάρωσης. Από τότε που πρωτοεισήχθησαν (~2007), πολλά προϊόντα έχουν αναδυθεί στην αγορά, ενώ έχουν αποσυρθεί άλλα. Έχουν γίνει βελτιώσεις στο υλικό, κυκλοφόρησαν νέα μοντέλα, βελτιώθηκαν οι διαδικασίες και εμφανίστηκαν νέες εταιρίες στο χώρο.

Αναφορικά με την πλήρως ψηφιοποιημένη ροή εργασίας, θα πρέπει να ληφθεί υπόψη ότι η διαθέσιμη τεχνολογία δύναται να εφαρμοστεί προσφέροντας τα πολλαπλά πλεονεκτήματά της δίνοντας κλινικώς αποδεκτά αποτελέσματα, όμως υπόκειται ακόμα σε αρκετούς περιορισμούς. Η τεχνολογία βρίσκεται σε φάση ανάπτυξης και η ενσωμάτωσή της στην καθημερινή κλινική πράξη απαιτεί μια μακρά πορεία διορθωτικών κινήσεων. Οι αιτίες των περιορισμών αυτών είναι πολλές φορές εύκολο να επιλυθούν πλην όμως ξεφεύγουν από την προσέγγιση των έως πρότινος άμεσων λύσεων με τεχνικές παρεμβάσεις από τη μεριά του οδοντικού τεχνολόγου ή του επεμβαίνοντος οδοντιάτρου. Πλέον οι περιορισμοί οφείλονται αλλά δε περιορίζονται μόνο σε πολύπλοκα αλγοριθμικά, οικονομικά και νομικά ζητήματα όπως προβληματικοί ή ελλιπείς αλγόριθμοι προγραμμάτων, ασύμφορη παραγωγή εξειδικευμένων εξαρτημάτων από τη βιομηχανία, κατοχυρωμένα πνευματικά δικαιώματα εταιριών.

Εν κατακλείδι, μέχρι να ωριμάσει η νέα τεχνολογία και να διαμορφωθούν οι ενδείξεις για την κατάλληλη κλινική της χρήση χρειάζεται να αποκαλυφθούν οι περιορισμοί που δημιουργούνται στο πολύπλοκο περιβάλλον της κλινικής εφαρμογής.

Η σωστή και εξατομικευμένη σχεδίαση αντιμετώπισης του εκάστοτε περιστατικού και η επιλογή των κατάλληλων μέσων για την εκτέλεση του σχεδίου είναι ιδιαίτερα σημαντική για την επίτευξη βιολογικά, αισθητικά και λειτουργικά αποδεκτών λύσεων. Πρόκειται για μια διαδικασία που απαιτεί βαθιά γνώση των ιδιοτήτων του βιολογικού υποστρώματος, αυτογνωσία των δυνατοτήτων του επεμβαίνοντα και γνώση των δυνατοτήτων της τεχνολογίας.

## Συμπεράσματα

Στα πλαίσια των περιορισμών που τίθενται από αυτή την πειραματική εργαστηριακή μελέτη μπορούν να εξαχθούν τα εξής συμπεράσματα:

1. Και οι δύο τεχνικές αποτύπωσης που μελετήθηκαν οδήγησαν σε επιεμφυτευματικές αποκαταστάσεις με αποκλείσεις στο όριο.
2. Μόνο για την αποτύπωση με πολυβυνιλοσιλοξάνη κατασκευάστηκαν σκελετοί με αποδεκτά όρια.
3. Η σειρά κοχλίωσης της αποκατάστασης στα εμφυτεύματα - στηρίγματα δεν φαίνεται να επηρεάζει το επίπεδο εφαρμογής της αποκατάστασης.

## Προτάσεις για μελλοντική έρευνα

Από τη μελέτη αυτή διαπιστώθηκε ότι όλοι οι συνδυασμοί που αξιολογήθηκαν δημιουργούν προσθετικές εργασίες με αποκλείσεις από την ιδανική οριακή εφαρμογή. Κάτι τέτοιο συνεπάγεται απόκλιση από την παθητική έδραση. Ακόμα, διαλευκάνθηκαν τα ερωτήματα που είχαν τεθεί και προέκυψαν νέα, τα οποία θα μπορούσαν να διερευνηθούν σε μελλοντικές έρευνες. Παρατίθενται οι προτάσεις για νέες προσεγγίσεις του θέματος και νέα ερωτήματα που ανέκυψαν στην πορεία της παρούσας μελέτης:

- Θα μπορούσαν να επιτευχθεί καλύτερη έδραση αν τροποποιούταν άμεσα το όριο των αποκαταστάσεων;
- Υπάρχει προσανατολισμός των παραμορφώσεων που εκδηλώνονται ως διαφορές στην οριακή εφαρμογή του μεταλλικού σκελετού;
- Μια παραγοντική ανάλυση (factorial analysis) θα αποκάλυπτε ποια είναι η επίδραση του κάθε παράγοντα ξεχωριστά, από αυτούς που μελετήθηκαν στην παρούσα έρευνα;
- Υπάρχει συσχέτιση των ευρημάτων αυτής της έρευνας με αντίστοιχα ευρήματα που προκύπτουν χρησιμοποιώντας μέσα διαθέσιμα στην κλινική πράξη; (πχ ενδοστοματική ακτινογραφία);

## Βιβλιογραφία

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*; 10(6): 387-416, 1981
2. Agar JR, Cameron SM, Hughbanks JC, Parker MH. Cement removal from restorations luted to titanium abutments with simulated subgingival margins. *J Prosthet Dent*. 1997; 78(1):43-47.
3. Akca K, Cehreli MC. Accuracy of 2 impression techniques for ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19(4):517-523.
4. Alikhasi M, Siadat H, Monzavi A, Momen-Heravi F. Three-dimensional accuracy of implant and abutment level impression techniques: effect on marginal discrepancy. *J Oral Implantol*. 2011; 37(6):649-657
5. Andrews, F., J. Morgan, J. Sonquist, and L. Klein. 1973. Multiple classification analysis, 2nd ed. Ann Arbor: University of Michigan.
6. Andriessen FS, Rijkens DR, van der Meer WJ, Wismeijer DW. Applicability and accuracy of an intraoral scanner for scanning multiple implants in edentulous mandibles: a pilot study. *J Prosthet Dent*. 2014; 111(3):186-194.
7. Anusavice, Shen, Rawls. Phillip's Science of Dental materials. 12th Ed. Elsevier, St. Louis MI, 2013.
8. Apicella D, Veltri M, Chieffi N, Balleri P, Ferrari M. Cement thickness at implant-supported single-tooth Lava assemblies: a scanning electron microscopic investigation. *Clin Oral Implants Res*. 2010; 21(7):747-750.
9. Arakida T, Kanazawa M, Iwaki M, Suzuki T, Minakuchi S. Evaluating the influence of ambient light on scanning trueness, precision, and time of intra oral scanner. *J Prosthodont Res*. 2018; 62(3): 324-329.
10. Assif D, Marshak B, Schmidt A. Accuracy of implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 11(2): 216-222, 1996.
11. Assif D, Nissan J, Varsano I, Singer A. Accuracy of implant impression splinted techniques: Effect of splinting material. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 14(6): 885-888, 1999.
12. Assuncao WG, Cardoso A, Gomes EA, Tabata LF, dos Santos PH. Accuracy of impression techniques for implants. Part 1: Influence of transfer copings surface abrasion. *J Prosthodont*; 17(8): 641-647, 2008.
13. Assuncao WG, Filho HG, Zaniquelli O. Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. *Implant Dent*. 2004;13(4):358-366.

14. Asvanund P, Morgano SM. Photoelastic stress analysis of external versus internal implant-abutment connections. *J Prosthet Dent.* 2011; 106(4):266-271
15. Attard NJ, Zarb GA. Implant prosthodontic management of partially edentulous patients missing posterior teeth: The Toronto experience. *J Prosthet Dent;* 89 (4): 352-9, 2003.
16. Barbi FC, Camarini ET, Silva RS, Endo EH, Pereira JR. Comparative analysis of different joining techniques to improve the passive fit of cobalt-chromium superstructures. *J Prosthet Dent.* 2012; 108(6): 377-385.
17. Belser UC, MacEntee MI, Richter WA. Fit of three porcelain-fused-to-metal marginal designs in vivo: a scanning electron microscope study. *J Prosthet Dent.* 1985; 53(1):24-29.
18. Berglundh T , Gotfredsen K , Zitzmann NU , Lang NP , Lindhe J (2007). Spontaneous progression of ligature induced peri-implantitis at implants with different surface roughness: an experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res.* 18(5): 655-661
19. Block PL (1987). Restorative margins and periodontal health: a new look at an old perspective. *J Prosthet Dent.* 57(6): 683-689
20. Brägger U, Aeschlimann S, Bürgin W, Hämmerle CH, Lang NP. Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function. *Clin Oral Implants Res.* Feb;12(1):26-34, 2001.
21. Brägger U, Karoussis I, Persson R, Pjetursson B, Salvi G, Lang N. Technical and biological complications/failures with single crowns and fixed partial dentures on implants: a 10-year prospective cohort study. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16(3):326-334.
22. Branemark PI, Albrektsson T, Zarb GA. Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry. Quintessence Publ. Co., Chicago: pp.11-76, 253-257, 1985.
23. Branemark, P.I. Osseointegration and its experimental background. *Journal of Prosthetic Dentistry.*50: 399–410,1983.
24. Bronson MR , Lindquist TJ , Dawson DV. Clinical acceptability of crown margins versus marginal gaps as determined by pre-doctoral students and prosthodontists. *J Prosthodont.* 2005; 14(4): 226-232.
25. Burawi G, Houston F, Byrne D, Claffey N. A comparison of the dimensional accuracy of the splinted and unsplinted impression techniques for the Bone-Lock implant system. *J Prosthet Dent;* 77(1): 68-75, 1997.
26. Cabral LM, Guedes CG. Comparative analysis of 4 impression techniques for implants. *Implant Dent.* 2007;16(2):187-194.
27. Canullo L, Penarrocha-Oltra D, Soldini C, Mazzocco F, Penarrocha M, Covani U. Microbiological assessment of the implant-abutment interface in different

- connections: cross-sectional study after 5 years of functional loading. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26(4):426-434.
28. Carr AB. Comparison of impression techniques for a two-implant 15-degree divergent model. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7(4):468-475.
  29. Cehreli MC, Akca K. Impression techniques and misfit-induced strains on implant-supported superstructures: an in vitro study. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2006; 26(4):379-385.
  30. Chaar MS, Att W , Strub JR. Prosthetic outcome of cement-retained implant-supported fixed dental restorations: A systematic review. *J Oral Rehabil.* 38(9): 697-711, 2011.
  31. Chee W, Jivraj S. Impression techniques for implant dentistry. *Br Dent J;* 201(7): 429-432, 2006.
  32. Choi JH, Lim YJ, Yim SH, Kim CW. Evaluation of the accuracy of implant-level impression techniques for internal-connection implant prostheses in parallel and divergent models. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007; 22(5): 761-768.
  33. Christensen GJ. Impressions are changing: deciding on conventional, digital or digital plus in-office milling. *J Am Dent Assoc.* 2009; 140(10):1301-1304.
  34. Christensen GJ. Marginal fit of gold inlay castings. *J Prosthet Dent.* 1966; 16(2): 297-305
  35. Christensen GJ. The challenge to conventional impressions. *J Am Dent Assoc.* 2008; 139(3):347-349.
  36. *Clinical Periodontology and Implant Dentistry* 5th Ed. Lindhe J, Lang NP, Karring T. Blackwell-Munksgaard 2008. Ch3 pp 69-85
  37. Conrad HJ, Pesun IJ, DeLong R, Hodges JS. Accuracy of two impression techniques with angulated implants. *J Prosthet Dent.* 2007; 97(6): 349-356.
  38. Cresti S, Itri A, Rebaudi A, Diaspro A, Salerno M. Microstructure of titanium-cement-lithium disilicate interface in CAD-CAM dental implant crowns: a three-dimensional profilometric analysis. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015; 17 Suppl 1:e97-e106
  39. Daoudi MF, Setchell DJ, Searson LJ. A laboratory investigation of the accuracy of two impression techniques for single-tooth implants. *Int J Prosthodont.* 2001; 14(2):152-158.



40. Daoudi MF, Setchell DJ, Searson LJ. An evaluation of three implant level impression techniques for single tooth implant. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2004; 12(1):9-14.
41. De La Cruz JE, Funkenbusch PD, Ercoli C, Moss ME, Graser GN, Tallents RH. Verification jig for implant-supported prostheses: A comparison of standard impressions with verification jigs made of different materials. *J Prosthet Dent.* 2002;88(3):329-336.
42. Dedmon HW. Ability to evaluate nonvisible margins with an explorer. *Oper Dent.* 1985; 10(1): 6-11
43. Dedmon HW. Disparity in expert opinions on size of acceptable margin openings. *Oper Dent.* 1982;7(3): 97-101
44. Del'Acqua MA, Arioli-Filho JN, Compagnoni MA, Mollo FdeA Jr. Accuracy of impression and pouring techniques for an implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008; 23(2): 226-236.
45. Donovan TE, Chee WW. A review of contemporary impression materials and techniques. *Dent Clin North Am.* 2004;48(2):vi-vii, 445-470
46. Duret F, Blouin J.L, Duret B. CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc.* 1988; 117(6): p. 715-720,.
47. Eckert SE, Choi YG, Sánchez AR, Koka S. Comparison of dental implant systems: Quality of clinical evidence and prediction of 5-year survival. *Int J Oral Maxillofac Implants;* 20(3): 406-415, 2005.
48. Edelhoff D , Özcan M. To what extent does the longevity of fixed dental prostheses depend on the function of the cement? Working Group 4 materials: cementation. *Clin Oral Impl Res.* 2007; 18(Suppl 3): 193-204.
49. Ender A, Attin T, Mehl A. In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions. *J Prosthet Dent.* 2016; 115(3):313-320.
50. Ercoli C, Geminiani A, Feng C, Lee H. The influence of verification jig on framework fit for nonsegmented fixed implant-supported complete denture. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012; 14 Suppl 1:e188-195.
51. Esposito M, Grusovin MG, Coulthard P, Thomsen P, Worthington HV. A 5-year follow-up comparative analysis of the efficacy of various osseointegrated dental implant systems: A systematic review of randomized controlled clinical trials. *Int J Oral Maxillofac Implants;* 20(4): 557-568, 2005.

52. Flügge TV, Att W, Metzger MC, Nelson K. Precision of Dental Implant Digitization Using Intraoral Scanners. *Int J Prosthodont.* 2016; 29(3):277-283.
53. Flügge TV, Schlager S, Nelson K, Nahles S, Metzger MC. Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2013;144(3):471-478.
54. Galhano GÁ, Pellizzer EP, Mazaro JV. Optical impression systems for CAD-CAM restorations. *J Craniofac Surg.* 2012; 23(6):e575-579.
55. Gallucci GO, Papaspyridakos P, Ashy LM, Kim GE, Brady NJ, Weber HP. Clinical accuracy outcomes of closed-tray and open-tray implant impression techniques for partially edentulous patients. *Int J Prosthodont.* 2011; 24(5):469-472.
56. Gassino G, Barone Monfrin S, Scanu M, Spina G, Preti G. Marginal adaptation of fixed prosthodontics: a new in vitro 360-degree external examination procedure. *Int J Prosthodont.* 2004;17(2):218-223.
57. Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradíes G. Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants considering operator experience, implant angulation, and depth. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015; 17 Suppl 1:e54-64.
58. Gracis S, Michalakakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2012; 23 Suppl 6:202-216.
59. Größner-Schreiber B , Griepentrog M , Haustein I , Müller WD , Lange KP , Briedigkeit H , Göbel UB (2001). Plaque formation on surface modified dental implants. An in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 12(6): 543-51
60. Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000; 15(2):239-246.
61. Hamza TA , Ezzat HA , El-Hossary MM , Katamish HA , Shokry TE , Rosenstiel SF). Accuracy of ceramic restorations made with two CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent.* 2013; 109: 83-7
62. Han HS , Yang HS , Lim HP , Park YJ. Marginal accuracy and internal fit of machine-milled and cast titanium crowns. *J Prosthet Dent.* 2011; 106(3): 191-197
63. Heckmann SM , Karl M , Wichmann MG , Winter W , Graef F , Taylor TD. Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit. An in vitro study of

- three-unit implant-supported fixed partial dentures. *Clin Oral Impl Res.* 2004; 15(4): 466-473
64. Herbst D, Nel JC, Driessen CH, Becker PJ. Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. *J Prosthet Dent*; 83(5): 555-561, 2000.
  65. Hjalmarsson L, Smedberg JI, Pettersson M, Jemt T. Implant-level prostheses in the edentulous maxilla: a comparison with conventional abutment-level prostheses after 5 years of use. *Int J Prosthodont.* 2011;24(2):158-167.
  66. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent.* 1989; 62(4): 405-408.
  67. Howell KJ, McGlumphy EA, Drago C, Knapik G. Comparison of the accuracy of Biomet 3i Encode Robocast Technology and conventional implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013; 28(1):228-240.
  68. Hüttebräucker M. Randspalten, farbpenetration und Bruchlast bei VMK- und Cercon-Extensionsbrücken. Dissertation. Köln: Universität zu Köln 2008.
  69. Hyun-Soon Pak, Han JS, Lee JB, Sung-Hun Kim, and Yang J. Influence of porcelain veneering on the marginal fit of Digident and Lava CAD/CAM zirconia ceramic crowns. *J Adv Prosthodont.* June; 2(2): 33–38, 2010.
  70. Jacobs MS , Windeler AS. An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. *J Prosthet Dent.* 1991; 65(3): 436-442
  71. Janke A. Auswirkungen dynamischer Belastungen auf die Formstabilität von Befestigungsmaterialien im Kronenrandspalt in vitro. Dissertation. Köln: Universität zu Köln 2001.
  72. Jemt T, Lekholm U, Adell R. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients: A preliminary study on 876 consecutively placed fixtures. *Int J Oral Maxillofac Impl*; 4 (2): 211-17, 1989.
  73. Jemt T, Rubenstein JE, Carlsson L, Lang BR. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent* 1996; 75(3): 314-325.
  74. Jo SH, Kim KI, Seo JM, Song KY, Park JM, Ahn SG. Effect of impression coping and implant angulation on the accuracy of implant impressions: an in vitro study. *J Adv Prosthodont.* 2010; 2(4):128-133.
  75. Joda T, Brägger U. Complete digital workflow for the production of implant-supported single-unit monolithic crowns. *Clin Oral Implants Res.* 2014; 25(11):1304-1306.

76. Joda T, Brägger U. Digital vs. conventional implant prosthetic workflows: a cost/time analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2015; 26(12):1430-1435.
77. Joda T, Ferrari M, Brägger U. Monolithic implant-supported lithium disilicate (LS2) crowns in a complete digital workflow: A prospective clinical trial with a 2-year follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2017; 19(3): 505-511.
78. Joda T, Gallucci GO. The virtual patient in dental medicine. *Clin Oral Implants Res.* 2015; 26(6):725-726.
79. Kachalia PR, Geissberger MJ. Dentistry a la carte: in-office CAD/CAM technology. *J Calif Dent Assoc.* 2010; 38(5):323-330.
80. Kan JYK , Rungcharassaeng K , Bohsali K , Goodacre CJ , Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit.. *J Prosthet Dent.* 1999; 81(1): 7-13
81. Kapos, T, Ashy LM, Gallucci GO,. Weber HP, Wismeijer D. Computer-aided design and computer-assisted manufacturing in prosthetic implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants;* (24) Suppl: 110-117, 2009.
82. Karl M, Graef F, Wichmann M, Krafft T. Passivity of fit of CAD/CAM and copy-milled frameworks, veneered frameworks, and anatomically contoured, zirconia ceramic, implant-supported fixed prostheses. *J Prosthet Dent.* Apr;107(4):232-238, 2012.
83. Katsoulis J, Mericske-Stern R, Rotkina L, Zbären C, Enkling N, Blatz MB. Precision of fit of implant-supported screw-retained 10-unit computer-aided-designed and computer-aided-manufactured frameworks made from zirconium dioxide and titanium: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 2014; 25(2):165-174.
84. Keith SE , Miller BH , Woody RD , Higginbottom FL. Marginal discrepancy of screw-retained and cemented metal-ceramic crowns on implants abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999; 14(3): 369-378
85. Kim EH, Lee DH, Kwon SM, Kwon TY. A microcomputed tomography evaluation of the marginal fit of cobalt-chromium alloy copings fabricated by new manufacturing techniques and alloy systems. *J Prosthet Dent.* 2017; 117(3): 393-399.
86. Kim S, Nicholls JI, Han CH, Lee KW. Displacement of implant components from impressions to definitive casts. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006; 21(5): 747-755.

87. Kim SY, Kim MJ, Han JS, Yeo IS, Lim YJ, Kwon HB. Accuracy of dies captured by an intraoral digital impression system using parallel confocal imaging. *Int J Prosthodont.* 2013; 26(2):161-163.
88. Kioleoglou I, Pissiotis A, Michalakis K. Accuracy of fit of implant-supported bars fabricated on definitive casts made by different dental stones. *J Clin Exp Dent.* 2019;11(1):e104.
89. Kofron MD, Carstens M, Fu C, Wen HB. In vitro assessment of connection strength and stability of internal implant-abutment connections. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2019; 65: 92-99.
90. Koidis PT , Schroeder K , Johnston W , Campagni W (1991). Color consistency, plaque accumulation, and external marginal surface characteristics of the collarless metal-ceramic restoration. *J Prosthet Dent.* 65(3): 391-400
91. Kois JC. The restorative-periodontal interface: biological parameters. *Periodontol 2000.* 1996; 11: 29-38
92. Kunavisarut C, Lang LA, Stoner BR, Felton DA. Finite element analysis on dental implant-supported prostheses without passive fit. *J Prosthodont;* Mar;11(1):30-40, 2002.
93. Lang NP , Berglundh T , Heitz-Mayfield LJ , Pjetursson BE , Salvi GE , Sanz M (2004). Consensus statements and recommended clinical procedures regarding implant survival and complications. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 19(Suppl): 150-154
94. Lang NP, Wilson TG, Corbet EF. Biological complications with dental implants: their prevention, diagnosis and treatment. *Clin Oral Implants Res.*;11 Suppl 1:146-55, 2000.
95. Lee H, Ercoli C, Funkenbusch PD, Feng C. Effect of subgingival depth of implant placement on the dimensional accuracy of the implant impression: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 2008; 99(2): 107-13.
96. Lee H, So JS, Hochstedler JL, Ercoli C. The accuracy of implant impressions: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2008; 100(4):285-291
97. Lee HJ, Lim YJ, Kim CW, Choi JH, Kim MJ. Accuracy of a proposed implant impression technique using abutments and metal framework. *J Adv Prosthodont.* 2010; 2(1):25-31
98. Lee JH, Kim DG, Park CJ, Cho LR. Axial displacements in external and internal implant-abutment connection. *Clin Oral Implants Res.* 2014; 25(2):e83-89.

99. Lee SJ, Betensky RA, Gianneschi GE, Gallucci GO. Accuracy of digital versus conventional implant impressions. *Clin Oral Implants Res.* 2015; 26(6): 715-719.
100. Lee SJ, Gallucci GO. Digital vs. conventional implant impressions: efficiency outcomes. *Clin Oral Implants Res.* 2013; 24(1):111-115.
101. Lee SJ, Macarthur RX 4th, Gallucci GO An evaluation of student and clinician perception of digital and conventional implant impressions. *J Prosthet Dent.* 2013; 110(5):420-423.
102. Lee YJ, Heo SJ, Koak JY, Kim SK. Accuracy of different impression techniques for internal-connection implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009; 24(5):823-830.
103. Lekholm U, van Steenburghe D, Herrmann I, Bolender C, Folmer T, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Laney WR, Linden U. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws: A prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Impl* 1994; 9(6): 627-635.
104. Lin WS, Harris BT, Elathamna EN, Abdel-Azim T, Morton D. Effect of implant divergence on the accuracy of definitive casts created from traditional and digital implant-level impressions: an in vitro comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015; 30(1): 102-109.
105. Lin WS, Harris BT, Morton D. The use of a scannable impression coping and digital impression technique to fabricate a customized anatomic abutment and zirconia restoration in the esthetic zone. *J Prosthet Dent.* 2013; 109(3):187-191
106. Lin WS, Harris BT, Morton D. Use of implant-supported interim restorations to transfer periimplant soft tissue profiles to a milled polyurethane definitive cast. *J Prosthet Dent.* 2013; 109(5):333-337
107. Lindhe J , Lang NP , Karring T (2008). *Clinical Periodontology and Implant Dentistry.* 5th ed. Blackwell-Munksgaard
108. Linkevicius T, Vindasiute E, Puisys A, Peciuliene V. The influence of margin location on the amount of undetected cement excess after delivery of cement-retained implant restorations. *Clin Oral Implants Res.* 2011; 22(12):1379-1384
109. Liou AD, Nicholls JI, Yuodelis RA, Brudvik JS. Accuracy of replacing three tapered transfer impression copings in two elastomeric impression materials. *Int J Prosthodont;* 6(4): 377-83, 1993.

110. Logozzo S, Franceschini G, Kilpelä A, Caponi M, Governi L, Blois L. A comparative analysis of intraoral 3D digital scanners for restorative dentistry. *The Internet Journal of Medical Technology*. 2008; 5(1): 1-18.
111. Logozzo S, Franceschini G, Kilpelä A, M Caponi, L Governi, L Blois. A Comparative Analysis Of Intraoral 3d DigitalScanners For Restorative Dentistry. *The Internet Journal of Medical Technology*. 2008 Volume 5 Number 1
112. Logozzo S, Zanneti E, Franceschini G, Kilpela A, Makynen A. Recent advances in dental optics – Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Optics and Lasers in Engineering* 2014; 54: 203–221.
113. Lu H, Nguyen B, Powers JM. Mechanical properties of 3 hydrophilic addition silicone and polyether elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent*. 2004;92(2):151-154.
114. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil*. 2006; 33(1):75-78.
115. Manchikalapudi G. Accuracy of abutment level impressions compared to implant level impressions - a systematic review. *J Indian Prosthodont Soc*. 2018;18(Suppl 2):S78.
116. Mansour YF, Pintado MR, Mitchell CA. Optimizing resin cement removal around esthetic crown margins. *Acta Odontol Scand*. 2006; 64(4):231-236.
117. Michalakis KX, Hirayama H , Garefis PD. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: A critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 18(5): 719-728, 2003.
118. Mitchell CA, Pintado MR, Douglas WH. Nondestructive, in vitro quantification of crown margins. *J Prosthet Dent*. 2001; 85(6):575-584.
119. Mitchell CA, Pintado MR, Geary L, Douglas WH. Retention of adhesive cement on the tooth surface after crown cementation. *J Prosthet Dent*. 1999;81(6):668-677.
120. Mombelli A , Décaillot F (2011). The characteristics of biofilms in peri-implant disease. *J Clin Periodontol*. 38: 203-13
121. Moreno A, Giménez B, Özcan M, Pradies G. A clinical protocol for intraoral digital impression of screw-retained CAD/CAM framework on multiple implants based on wavefront sampling technology. *Implant Dent*. 2013; 22(4):320-325

122. Mpikos P, Kafantaris N, Tortopidis D, Galanis C, Kaisarlis G, Koidis P. The effect of impression technique and implant angulation on the impression accuracy of external- and internal-connection implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; 27(6): 1422-1428.
123. Mpikos P, Tortopidis D, Kourtis S. Impressions in implant-supported fixed prosthetic restorations(in greek, English abstract). *Odontostomatological Progress* 2013; 67(2): 226-240.
124. Naconecy MM, Teixeira ER, Shinkai RS, Frasca LC, Cervieri A. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19(2): 192-198.
125. Oyagüe RC , Turrión AS , Toledano M , Monticelli F , Osorio R. In vitro vertical misfit evaluation of cast frameworks for cement-retained implant-supported partial prostheses. *J Dent.* 2009;37(1): 52-58.
126. Papaspyridakos P, Chen CJ, Singh M, Weber HP, Gallucci GO. Success criteria in implant dentistry: a systematic review. *J Dent Res.* 2012; 91(3):242-248
127. Passos SP, Gressler May L, Faria R, Özcan M, Bottino MA. Implant-abutment gap versus microbial colonization: Clinical significance based on a literature review. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2013; 101(7):1321-1328.
128. Patzelt SB, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, Att W. Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin Oral Investig.* 2014; 18(6):1687-1694
129. Patzelt SB, Vonau S, Stampf S, Att W. Assessing the feasibility and accuracy of digitizing edentulous jaws. *J Am Dent Assoc.* 2013; 144(8):914-920.
130. Philip C, Edmond H, Ching S, Edward C, Chow T. Dental Implant Practice Among Hong Kong General Dental Practitioners in 2004 and 2008. *Implant Dentistry* 2011; 20(1): 95-105,.
131. Pjetursson BE, Asgeirsson AG, Zwahlen M, Sailer I. Improvements in implant dentistry over the last decade: comparison of survival and complication rates in older and newer publications. *Int J Oral Maxillofac Implants.*;29 Suppl:308-24, 2014.
132. Presotto AG, Bhering CL, Mesquita MF, Barão VA. Marginal fit and photoelastic stress analysis of CAD-CAM and overcast 3-unit implant-supported frameworks. *J Prosthet Dent.* 2017; 117(3):373-379.



133. Quirynen M , De Soete M , van Steenberghe D (2000). Intra-oral plaque formation on artificial surfaces. In: Lang N , Karring T , Lindhe J (eds). Proceedings of the 3rd European Workshop on Periodontology. Quintessence Books, p. 102-129
134. Raigrodski AJ, Dogan S, Mancl LA, Heindl H. A clinical comparison of two vinyl polysiloxane impression materials using the one-step technique. *J Prosthet Dent.* 2009; 102(3):179-186.
135. Rittscher J , Machiraju R , Wong STC (2008). *Microscopic Image Analysis for Life Science Applications.* Boston/London: Artech House
136. Rost F , Oldfield R (2000). *Photography with a microscope.* Cambridge University Press
137. Roulet JF. Marginal integrity: clinical significance. *J Dent.* 1994; 22(Suppl 1): S9-12
138. Rutkunas V, Sveikata K, Savickas R. Effects of implant angulation, material selection, and impression technique on impression accuracy: a preliminary laboratory study. *Int J Prosthodont.* 2012; 25(5):512-515
139. Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent* 2001; 10(2): 85-92.
140. Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent* 2001; 10(2):85-92.
141. Schmitter M, Johnson GH, Faggion C Jr, Klose C, Mitov G, Nothdurft FP, Pospiech PR, Rammelsberg P, Ohlmann B, Schwarz S, Stober T, Schiller P, Pritsch M. Clinical success rates for polyether crown impressions when mixed dynamically and statically. *Clin Oral Investig.* 2012;16(3):951-960
142. Shapiro SS, Wilk MB, Chen HJ A Comparative Study of Various Tests for Normality, *Journal of the American Statistical Association,* 1968; 63(324):1343-1372
143. Sorensen JA. A rationale for comparison of plaque-retaining properties of crown systems. *J Prosthet Dent.* 1989; 62(3): 264-69
144. Sorensen JA. A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent.* 1990; 64(1): 18-24
145. Stefos S, Kourtis S, Sarafianou A, Zoidis P. The Influence of Impression Material on the Accuracy of the Master Cast in Implant Restorations. *T O Dent J;* 12 1123-1136, 2018.

146. Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Implants Res.* 2008; 19(12):1276-1284.
147. Syrek A, Reich G, Ranftl D, Klein C, Cerny B, Brodesser J. Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *J Dent.* Jul;38(7):553-559, 2010.
148. Takahashi JM, Dayrell AC, Consani RL, de Arruda Nóbilo MA, Henriques GE, Mesquita MF. Stress evaluation of implant-abutment connections under different loading conditions: a 3D finite element study. *J Oral Implantol.* 2015; 41(2):133-137.
149. Tarib NA, Seong TW, Chuen KM, Kun MS, Ahmad M, Kamarudin KH. Evaluation of splinting implant impression techniques: two dimensional analyses. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2012; 20(1):35-39.
150. Tischler M. Dental implants in the esthetic zone. Considerations for form and function. *N Y State Dent J.* 70(3): 22-6, 2004.
151. Tripodi D, Vantaggiato G, Scarano A, Perrotti V, Piattelli A, Iezzi G, D'Ercole S. An in vitro investigation concerning the bacterial leakage at implants with internal hexagon and Morse taper implant-abutment connections. *Implant Dent.* 2012;21(4):335-339.
152. Turbush SK., Turkyilmaz I. Accuracy of three different types of stereolithographic surgical guide in implant placement: An in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry.* 108(3), 181-188, 2012.
153. van der Meer WJ, Andriessen FS, Wismeijer D, Ren Y. Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology. *PLoS One.* 2012; 7(8):e43312
154. Vassilakos N , Arnebrant T , Glantz PO. Adsorption of whole saliva onto hydrophilic and hydrophobic solid surfaces: influence of concentration, ionic strength and pH. *Abstract. Scand J Dent Res.* 1992; 100(6): 346-353
155. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An evaluation of impression techniques for multiple internal connection implant prostheses. *J Prosthet Dent* 2004; 92(5): 470-476,.
156. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of gold-machined UCLA-type abutments and CAD/CAM titanium abutments with hexagonal external

- connection and with internal connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008; 23(2):247-252.
157. Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions. *J Prosthet Dent*; 89(2): 186-192, 2003.
158. Villias A, Karkazis H. Can the laboratory research approach the clinical reality? The role of factorial experimental design. 2016; EA58 – 70years ceremonial congress of the Society of Odontostomatological Research.
159. Villias A, Karkazis H. Implant dentistry in a safe and realistic manner for the general practitioner. *Hel Hos Dent* 2017; 10: 59-64.
160. Villias A, Niedermeier W. Finishing effects on cement surfaces at different marginal fit levels. *J Dent Res* 2014; 93(Spec Iss C): 442. ([www.iadr.org](http://www.iadr.org))
161. Villias A, Niedermeier W. Influence of three factors on cement profile. *J Dent Res*. 2014; 93(Spec Iss B): 763. ([www.iadr.org](http://www.iadr.org))
162. Villias A. Effects of cementation on exposed luting agent profile at implant-supported crowns. Dissertation, Medizinische Fakultät der Universität zu Köln, 2015
163. Weber HP , Kim DM , Ng MW , Hwang JW , Fiorellini JP (). Peri-implant soft-tissue health surrounding cement- and screw-retained implant restorations: a multi-center, 3-year prospective study. *Clin Oral Implants Res*. 2006; 17(4): 375-379
164. Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: A review of the literature. *Int J Prosthodont* 1999; 12(2): 167-78.
165. Wee AG. Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions. *J Prosthet Dent* 2000; 83(3): 323-331,.
166. Wegner K, Weskott K, Zenginel M, Rehmann P, Wöstmann B. Effects of implant system, impression technique, and impression material on accuracy of the working cast. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013; 28(4):989-995.
167. Wenz HJ, Hertrampf K. Accuracy of impressions and casts using different implant impression techniques in a multi-implant system with an internal hex connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008; 23(1): 39-47.
168. White GE. Herstellung eines Gerusts für eine implantatgetragene Totalprothese im Unterkiefer. In: White GE (ed). *Implantat-Zahntechnik*. Berlin: Quintessenz, 1993:S 114.

169. Wiskott HW, Jaquet R, Scherrer SS, Belser UC. Resistance of internal-connection implant connectors under rotational fatigue loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007; 22(2):249-257.
170. Wismeijer D, Mans R, van Genuchten M, Reijers HA. Patients' preferences when comparing analogue implant impressions using a polyether impression material versus digital impressions (Intraoral Scan) of dental implants. *Clin Oral Implants Res*. 2014; 25(10):1113-1118.
171. Witkowski S , Komine F , Gerds T. Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques. *J Prosthet Dent*. 2006; 96: 47-52
172. Wood MR, Vermilyea SG. A review of selected dental literature on evidence-based treatment planning for dental implants. Report of the committee on research in fixed prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. *J Prosthet Dent*; 92 (5): 447-462, 2004.
173. Wostmann B, Rehmann P, Balkenhol M. Influence of impression technique and material on the accuracy of multiple implant impressions. *Int J Prosthodont*. 2008; 21(4):299-301.
174. Wunden S. Einfluss dynamischer Belastung auf Stabilität, Mikroleakage und Abzugskraft von verschiedenen Befestigungsmaterialien bei Zirkoniumdioxidkronen in vitro. Dissertation. Köln: Universität zu Köln 2007.
175. Yang TC, Maeda Y. The biomechanical effect of platform switching on external- and internal-connection implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28(1):143-147.
176. Γιαννικάκης Σ, Καρκαζής Η. Προσθετική επί εμφυτευμάτων. Εργαστήριο. Αθήνα, 2018

**NATIONAL AND KAPODISTRIAN UNIVERSITY OF ATHENS**

**SCHOOL OF DENTISTRY**

**POSTGRADUATE COURSE OF DENTAL BIOMATERIALS**

**Comparative study of the marginal fit of extended screw retained implant  
supported restorations after intraoral scanning and  
after impression with Polyvinylsiloxane.**

Presented in partial fulfillment of the requirements  
for the Degree Master of Science in Dental Biomaterials

**By**

**Villias A Aristeidis**

**Dentist, Dr. Med. Dent.**

**ATHENS 2019**

## Introduction

For implant supported prostheses passive fit is considered an ideal goal, preventing biological and mechanical implications in the future. However, passive fit and zero marginal discrepancy are technically almost impossible to achieve. Additionally, the correlation between the degree of marginal gap and the incidence of clinical implications is yet to be defined. Nonetheless, it is clear that the various clinical and laboratory procedures introduce errors affecting the passivity of fit. These steps include impression techniques, definitive cast production and prosthesis manufacturing.

Introduction of intraoral digital impression systems, enabling direct digitization of the oral environment without impression materials, as well as laboratory scanners, digitizing the definitive casts, affected multiple areas of dentistry including implantology. A fully digital approach in prosthetic dentistry is nowadays possible, given the fact that Computer Added Design and Computer Added Manufacturing (CAD-CAM) procedures are widely acceptable over dental laboratories.

Several studies have compared the accuracy of intraoral digital systems for crowns and short span prostheses; there is not enough knowledge, however, of the effect of intraoral digital systems on the marginal fit of long span implant supported prostheses.

## Aim

The aim of the current study was to investigate the effect of a conventional and an intraoral digital impression technique, as well as the effect of screw tightening

sequence on the marginal fit of screw retained implant supported maxillary half arch prostheses on parallel implants.

## Materials and Methods

This laboratory study was conducted on a simulation cast based on a real patient case. Two impression techniques were compared: The closed tray technique with Monophase Vinyl Polysiloxane from an automix device (Variotime Dynamix Monophase, Heraeus Kulzer GmbH, Germany) utilizing perforated commercially available trays (CTM) and the intraoral digital impression technique with the I-Tero™ system (I-tero™, CADENT® Ltd., Israel) (IOS).

For every impression technique were produced three metallic frames of screw retained restorations supported by implants at the locations of the maxillary right central incisor (11), first right premolar (14) and second right molar (17). The marginal adaptation of the metallic frames was examined with non destructive methods implementing negative replicas, which were sectioned and studied under light microscope. 24 replicas were created. There were 2 subgroups of samples for each impression technique (CTM, IOS) depending on the screw tightening sequence (A11: 11, 17, 14 and A17: 17, 11, 14). In total, there were 4 groups with 6 samples each (CTM A11, CTM A17, IOS A11, IOS A17). The marginal adaptation of the frames was quantitatively evaluated with 3 indices: Horizontal Discrepancy Title (FDH), Vertical Discrepancy Title (FDV), Conical Discrepancy Title (FDC). These were calculated on the means of the measurements of the horizontal, the vertical and the conical marginal discrepancy respectively. The conical marginal discrepancy was geometrically defined at the conical part of the internal hexagon of the implant system

(Seven™, MIS®) that was used. Data were statistically at the SPSS software, with one-way ANOVA ( $\alpha=.05$ ) and post-hoc Tukey's tests.

## Results

There was a significant effect of the impression technique combined with the screw tightening sequence on the FDH:  $F(3,20)=5.558$ ,  $p<.01$ ,  $\omega=.60$ , on the FDV:  $F(3,20)=3.299$ ,  $p<.05$ ,  $\omega=.15$  and on the FDC:  $F(3,20)=4.996$ ,  $p<.05$ ,  $\omega=.58$ . The post-hoc Tukey's tests revealed significant differences only for the FDH ( $p<.05$ ) between the groups CTM A11– IOS A11, CTM A11-IOS A17, as well as CTM A17 – IOS A11 and CTM A17-IOS A17.

## Conclusions

Within the limitations of this study it was concluded that all the studied combinations of impression techniques and screw tightening sequences resulted in marginal discrepancies. The closed tray impression technique with addition silicone gave better results, while the screw tightening sequence does not seem to affect the framework adaptation on the implants.

## Clinical relevance

The digital intraoral scanning systems have undoubtedly a lot of advantages; however, regarding implementation of such systems in implant dentistry one should proceed with caution as not acceptable fit levels might result.



