

ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΗΣ
ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ
ΕΙΔΙΚΕΥΣΗ ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΑ ΒΙΟΪΛΙΚΑ

ΠΡΟΣΔΙΟΡΙΣΜΟΣ ΤΟΥ ΓΑΛΒΑΝΙΚΟΥ ΔΥΝΑΜΙΚΟΥ ΓΛΩΣΣΙΚΩΝ
ΟΡΘΟΔΟΝΤΙΚΩΝ ΑΓΚΥΛΙΩΝ ΜΕ ΑΝΤΙΠΡΟΣΩΠΕΥΤΙΚΟΥΣ
ΤΥΠΟΥΣ ΟΡΘΟΔΟΝΤΙΚΩΝ ΣΥΡΜΑΤΩΝ

ΠΟΛΥΧΡΟΝΗΣ ΓΕΩΡΓΙΟΣ

ΑΘΗΝΑ 2018

Επιβλέπων Καθηγητής για την εκπόνηση της μεταπτυχιακής διπλωματικής εργασίας:

κ. Ζηνέλης Σπυρίδων, Αναπληρωτής Καθηγητής οδοντιατρικών βιοϋλικών

Τριμελής επιτροπή για την αξιολόγηση της μεταπτυχιακής διπλωματικής εργασίας:

1. κ. Ηλιάδης Γεώργιος, Καθηγητής οδοντιατρικών βιοϋλικών
2. κ. Παπαδόπουλος Τριαντάφυλλος, Καθηγητής οδοντιατρικών βιοϋλικών
3. κ. Ζηνέλης Σπυρίδων, Αναπληρωτής Καθηγητής οδοντιατρικών βιοϋλικών

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΕΙΣΑΓΩΓΗ Σελ. 4-5

ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ Σελ. 6-25

1. Ηλεκτροχημική συμπεριφορά ορθοδοντικών κραμάτων Σελ. 7
2. Κατηγοριοποίηση μεταλλικών ορθοδοντικών συρμάτων και αγκυλίων Σελ. 7-8
3. Διάβρωση ορθοδοντικών αγκυλίων και ορθοδοντικών συρμάτων Σελ. 9-12
4. Απελευθέρωση Ιόντων Σελ. 13-18
5. Επιπτώσεις στις μηχανικές ιδιότητες Σελ. 18-20
6. Γαλβανική διάβρωση ακίνητων ορθοδοντικών μηχανισμών Σελ. 21-25

ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ Σελ. 26-64

- Σκοπός και υπόθεση εργασίας Σελ. 27
- Υλικά-Μέθοδος Σελ. 28-37
 - Υλικά Σελ. 28-29
 - Μέθοδος Σελ. 30-37
 1. Μελέτη της μορφολογίας των ορθοδοντικών αγκυλίων και συρμάτων Σελ. 30
 2. Μελέτη της δομής και της στοιχειακής σύνθεσης των ορθοδοντικών αγκυλίων και συρμάτων Σελ. 30-32
 3. Κρυσταλλική δομή Σελ. 32-33
 4. Ηλεκτροχημική δοκιμασία Σελ. 33-37
- Αποτελέσματα Σελ. 38-57
 1. Μελέτη της μορφολογίας των ορθοδοντικών αγκυλίων και συρμάτων Σελ. 38-39
 2. Μελέτη της δομής και της στοιχειακής σύνθεσης των ορθοδοντικών αγκυλίων και συρμάτων Σελ. 39-50
 3. Κρυσταλλική δομή Σελ. 51
 4. Ηλεκτροχημική δοκιμασία Σελ. 52-57
- Συζήτηση Σελ. 58-63
- Συμπεράσματα Σελ. 64

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ Σελ. 65-80

ΠΕΡΙΛΗΨΗ (Summary) Σελ. 81-82

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Σελ. 83-112

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η διάβρωση είναι ένα φαινόμενο απόλυτα συνυφασμένο με την εφαρμογή των μεταλλικών ορθοδοντικών αγκυλίων και των αντίστοιχων συρμάτων των τόξων στο στοματικό περιβάλλον. Η γαλβανική διάβρωση αποτελεί έναν από τους κυριότερους τύπους διάβρωσης και οφείλεται στη δημιουργία ηλεκτρικών ρευμάτων μεταξύ διαφορετικής σύστασης ή δομής μεταλλικών επιφανειών, η οποία οδηγεί στην απώλεια υλικού. Οι επιπτώσεις αυτής της απώλειας σχετίζονται με την απελευθέρωση ιόντων μετάλλων και με αρνητικά αποτελέσματα στις μηχανικές ιδιότητες και την αισθητική των υλικών. Η εισαγωγή νέων κραμάτων στην ορθοδοντική μηχανοθεραπεία με βελτιωμένα χαρακτηριστικά και ιδιότητες δημιουργεί πεδίο έρευνας σχετικά με την ηλεκτροχημική τους συμπεριφορά. Οι μεγάλες διαφορές των μεταλλικών αγκυλίων στη στοιχειακή σύνθεση, στη μικροδομή, στη μεταλλουργική κατεργασία και στα επιφανειακά χαρακτηριστικά ευνοούν την εμφάνιση γαλβανικής διάβρωσης. Κατά συνέπεια, η διερεύνηση των γαλβανικών στοιχείων όπως αυτά προκύπτουν από το συνδυασμό διαφόρων ορθοδοντικών μεταλλικών υλικών κρίνεται επιτακτική. Στη βιβλιογραφία αν και υπάρχουν αρκετά δεδομένα σχετικά με τη γαλβανική συμπεριφορά των κλασικών προστομιακά τοποθετούμενων αγκυλίων και ορθοδοντικών συρμάτων τόξων (Tahmashbi et al. 2017, 2015, Nayak et al. 2015, Sheikh et al. 2015, Heravi et al. 2014, Varma et al. 2013, Bakhtari et al. 2011, Darabara et al. 2007, Siargos et al. 2007, Schiff et al. 2006, Iijima et al. 2006) δεν συμβαίνει το ίδιο με τους γλωσσικούς ακίνητους μηχανισμούς.

Τα ορθοδοντικά γλωσσικά αγκύλια εισήλθαν στην κλινική πράξη τη δεκαετία του 70 προκειμένου να ικανοποιήσουν την αυξημένη ζήτηση για όσο το δυνατόν “αόρατη” ορθοδοντική θεραπεία. Ωστόσο, η εισαγωγή τους δεν υπήρξε χωρίς προβλήματα μιας και η δυσανεξία λόγω θέσης, ο επηρεασμός της ομιλίας, η δυσκολία στο χειρισμό καθώς και η αδυναμία απόλυτης εφαρμογής τους στην υψηλής μεταβλητότητας σχήματος γλωσσική επιφάνεια των δοντιών αποτέλεσαν ανασταλτικούς παράγοντες στην ευρεία χρήση τους. Προκειμένου να αντιμετωπισθούν τα εγγενή αυτά μειονεκτήματα, οι εταιρείες κατασκεύασαν μικρότερης κατατομής και εξατομικευμένα ορθοδοντικά αγκύλια. Ανάμεσα τους

ανήκουν τα νέα γλωσσικά ορθοδοντικά αγκύλια Incognito™ (3M Unitek) από κράμα Au (απουσία Ni) που πλεονεκτούν σε σχέση με τα μη εξατομικευμένα ανοξείδωτου χάλυβα όσον αφορά την βιοσυμβατότητα και την εφαρμογή τους. Ωστόσο, η προφανής διαφορά στη στοιχειακή σύσταση σε συνδυασμό με την ύπαρξη παραπάνω από μίας φάσεων στη δομή, όπως προέκυψε από προγενέστερες μελέτες, γεννά το ερώτημα σχετικά με την εμφάνιση γαλβανικών φαινομένων διαφορετικής έντασης σε σχέση με τα ανοξείδωτου χάλυβα αγκύλια (Zinelis et al. 2014, Hersche et al. 2017). Η παρούσα διπλωματική εργασία μελετά το γαλβανικό δυναμικό των νέων εκ χρυσού αγκυλίων σε σχέση με τα ανοξείδωτου χάλυβα ορθοδοντικά αγκύλια όταν αυτά συνδυαστούν με αντιπροσωπευτικούς τύπους ορθοδοντικών συρμάτων τόνων σε ηλεκτρολυτικό περιβάλλον που περιέχει χλωριόντα ή φθοριόντα.

Στο σημείο αυτό, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον Διευθυντή του εργαστηρίου οδοντιατρικών βιοϋλικών της οδοντιατρικής σχολής ΕΚΠΑ Καθηγητή κ. Ηλιάδη Γεώργιο για τη διάθεση του εργαστηρίου και τον Καθηγητή κ. Παπαδόπουλο Τριαντάφυλλο που μου παρείχαν τη δυνατότητα να συμμετάσχω στο μεταπτυχιακό πρόγραμμα των οδοντιατρικών βιοϋλικών, καθώς και για τη συμμετοχή τους στην αξιολόγηση και βελτίωση της μεταπτυχιακής διπλωματικής εργασίας.

Ιδιαίτερα, θα ήθελα να εκφράσω τις θερμές μου ευχαριστίες στον Αναπληρωτή Καθηγητή κ. Ζηνέλη Σπυρίδων χωρίς τη συμβολή του οποίου η περάτωση της ερευνητικής εργασίας δεν θα καθίστατο δυνατή. Η καθοδήγησή του, με κύρια χαρακτηριστικά τη μεθοδικότητα, την εγκυρότητα και την ακρίβεια, σε όλη τη διάρκεια της πειραματικής διαδικασίας, την ανάλυση των δεδομένων και την αξιολόγηση των αποτελεσμάτων υπήρξε καθοριστικής σημασίας για την εκπόνηση αυτής της διπλωματικής εργασίας.

Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένειά μου για την αμέριστη συμπαράσταση και την υπομονή που επέδειξε καθ' όλη τη διάρκεια της εκπόνησης της παρούσης εργασίας.

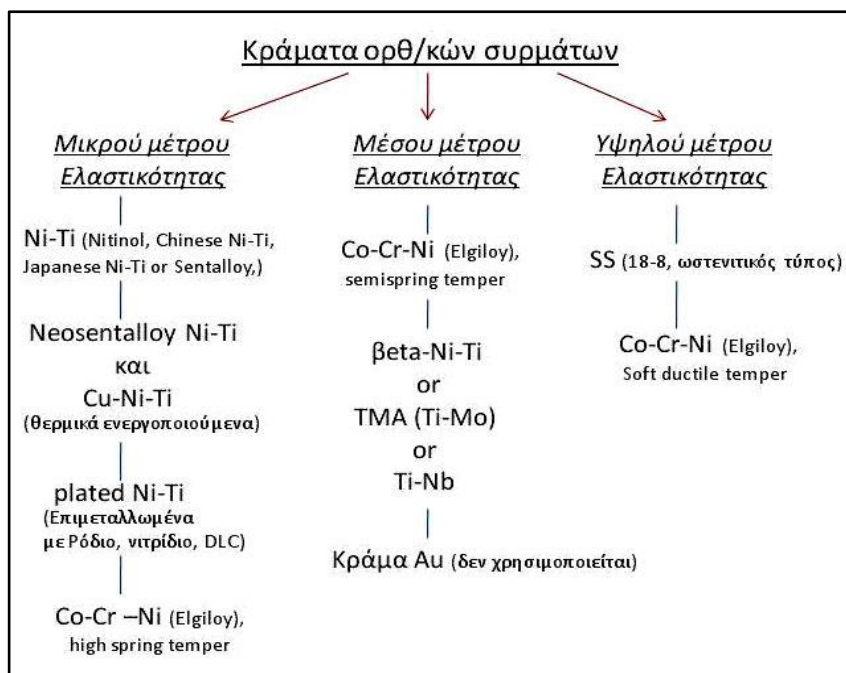
ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

1. Ηλεκτροχημική συμπεριφορά ορθοδοντικών κραμάτων

Η ορθοδοντική μετακίνηση των δοντιών είναι μια βιολογική διαδικασία, η οποία επιτυγχάνεται με τη χρήση ειδικών μεταλλικών ορθοδοντικών συρμάτων των τόξων. Τα τόξα αυτά μεταφέρουν δυνάμεις στο οστό που περιβάλλει τις ρίζες των οδόντων μέσω των συγκολλημένων στις επιφάνειες της μύλης (παρειικά ή γλωσσικά) μεταλλικών ορθοδοντικών αγκυλίων/δακτυλίων. Όπως κάθε μεταλλική κατασκευή έτσι και αυτές με ορθοδοντική χρησιμότητα δεν είναι απρόσβλητες από τις έντονες οξειδωτικές συνθήκες του στοματικού περιβάλλοντος που οδηγούν στη διάβρωσή τους. Οι αλλοιώσεις στις μεταλλικές επιφάνειες των ορθοδοντικών μηχανισμών πέρα από τις επιπτώσεις στις μηχανικές τους ιδιότητες, στη λειτουργία τους και κατά συνέπεια στην κλινική τους απόδοση, προκαλούν την απελευθέρωση μεταλλικών ιόντων με τοξικολογικές συνέπειες, υποβαθμίζοντας ταυτοχρόνως την αισθητική. Επιπλέον, η προκύπτουσα επιφανειακή τραχύτητα συνδέεται με την αύξηση της μικροβιακής προσρόφησης. Η πληθώρα των κραμάτων που χρησιμοποιούνται στην κατασκευή των ορθοδοντικών συρμάτων και των αντίστοιχων αγκυλίων κάνει τη μελέτη της ηλεκτροχημικής συμπεριφοράς των διαφόρων συνδυασμών επιτακτική.

2. Κατηγοριοποίηση μεταλλικών ορθοδοντικών συρμάτων και αγκυλίων

Τα ορθοδοντικά σύρματα πέρα από τα διάφορα σχήματα και τις διαστάσεις/σχήμα διατομής δύναται να κατηγοριοποιηθούν βάση των ιδιοτήτων τους σε μικρού, μέσου και υψηλού μέτρου ελαστικότητας. Σε αυτές τις κατηγορίες ανήκουν σύρματα διαφορετικής σύστασης με τα ανοξείδωτου χάλυβα και τα σύρματα από κράμα NiTi να χρησιμοποιούνται ευρέως (Εικ. 1).



Εικόνα 1. Σχηματική απεικόνιση κράματων συρμάτων ορθοδοντικών μεταλλικών τόξων. (kotha et al. 2014)

Από την άλλη πλευρά, τα μεταλλικά ορθοδοντικά αγκύλια εκτός από την οδοντική επιφάνεια τοποθέτησης, τις προδιαγραφές, και του τρόπου πρόσδεσης του συρματινού τόξου σε αυτά, ταξινομούνται αναλόγως της σύστασης αλλά και του μηχανισμού κατασκευής (Εικ. 2). Τα ανοξείδωτου χάλυβα μεταλλικά αγκύλια (AISI type 304 ή 316L) είναι τα πλέον διαδεδομένα ενώ τα τελευταία χρόνια εισήλθαν στην κλινική πράξη τα αγκύλια κράματος χρυσού.



Εικόνα 2. Σχηματική απεικόνιση κατηγοριοποίησης ορθοδοντικών μεταλλικών αγκυλίων αναλόγως της σύστασης και του τρόπου κατασκευής καθώς και της συγκόλλησης βάσης και πτερυγίων.

3. Διάβρωση ορθοδοντικών αγκυλίων και ορθοδοντικών συρμάτων

Η διάβρωση των ακίνητων μεταλλικών ορθοδοντικών μηχανισμών στη στοματική κοιλότητα είναι ένα σύνθετο και πολυπαραγοντικό φαινόμενο. Η σύσταση, η δομή και τα επιφανειακά χαρακτηριστικά των μεταλλικών αγκυλίων και συρμάτων σε συνδυασμό με το περίπλοκο διαβρωτικό περιβάλλον διαδραματίζουν κυρίαρχο ρόλο στη διαδικασία αυτή. Η μελέτη της διάβρωσης πραγματοποιείται με ηλεκτροχημικές και φασματοσκοπικές αναλύσεις σε ηλεκτροχημικά κελιά *in vitro* και συμπληρωματικά με την μέτρηση απώλειας μάζας. Επιπλέον, πραγματοποιείται η μελέτη των επιφανειακών χαρακτηριστικών καθώς και η ανίχνευση των απελευθερούμενων προϊόντων στο διαβρωτικό περιβάλλον. Τα υπο διερεύνηση κράματα μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε μη επεξεργασμένη μορφή ή μεταλλουργικά κατεργασμένα όπως αυτά διατίθενται στο εμπόριο. Μεγάλος αριθμός ερευνών επικεντρώνεται στην αντίσταση στη διάβρωση ορθοδοντικών κραμάτων σε εργαστηριακές συνθήκες ως μονήρη υλικά (Πίν. 1), γεγονός που δεν ανταποκρίνεται στην κλινική πράξη. Η συνύπαρξη αγκυλίων, ορθοδοντικών συρμάτων, προσθετικών μεταλλικών κατασκευών καθώς και εμφράξεων αμαλγάματος δημιουργεί ποικίλα γαλβανικά ζευγάρια συνεισφέροντας και επηρεάζοντας τις ηλεκτροχημικές αντιδράσεις (Karon & Hinberg, 2001). Επιπλέον, ορισμένα κράματα επικαλύπτονται από μεταλλικά και μη μεταλλικά στρώματα προκειμένου να συνδυαστούν οι αντιδιαβρωτικές, οι αισθητικές καθώς και οι επιθυμητές ιδιότητες ολίσθησης (Krishnan et al. 2014, Katic et al. 2014, Huang et al. 2013). Από την άλλη πλευρά, εξίσου σημαντικό είναι το διαβρωτικό στοματικό περιβάλλον, το οποίο περιλαμβάνει παράγοντες όπως, η μεταβαλλόμενη θερμοκρασία (Pakshi et al. 2013) και το pH (Huang 2005), η ροή σιέλου, ο μικροβιακός παράγοντας (Bahije et al. 2011, Laurent et al. 2001), τα πρωτεϊνικά προϊόντα, οι διατροφικές συνήθειες (Shahabi et al. 2011), η χρήση στοματικών διαλυμάτων (NaF, χλωρεξιδίνη) (Schiff et al. 2006, 2004), οι λειτουργικές κινήσεις, οι μασητικές φορτίσεις (Seagal et al. 2009, Wang et al. 2007), κ.α. Η αναπαραγωγή ενός τέτοιου πολυδιάστατου περιβάλλοντος σε εργαστηριακές συνθήκες είναι πρακτικά ανέφικτη. Έτσι, οι διαφορές που προκύπτουν ανάμεσα στα διαβρωτικά πρωτόκολλα σε σχέση με τη διάρκεια, τη χρήση ποικίλων ηλεκτρολυτών και

συνθηκών (pH, T, κ.α.) κάνει δύσκολη τη συγκρίση μεταξύ των αντίστοιχων ερευνών. Κατά συνέπεια, οι διαβρωτικές μελέτες *in vitro* θα πρέπει να εκλαμβάνονται ως ενδεικτικές. Όσον αφορά τις *in vivo* μελέτες, μας δίνουν σημαντικές πληροφορίες σχετικά με τη μορφολογία/τύπο της διάβρωσης και τις επικαθήσεις των μεταλλικών επιφανειών σε πραγματικές συνθήκες. Παρ'όλα αυτά, ο υπολογισμός του ρυθμού της διάβρωσης μέσω της απώλειας βάρους *in vivo* χαρακτηρίζεται από εγγενή προβλήματα (μη ακριβής με το τι διατείνεται ότι μετρά λόγω επικαθήσεων, μη ευαίσθητη σε εντοπισμένες μορφές διάβρωσης) ενώ η αποσαφήνιση/απομόνωση των μηχανισμών είναι δύσκολη. Αυτό συμβαίνει διότι οι μηχανισμοί διάβρωσης στο στοματικό περιβάλλον ποικίλουν, δρουν ταυτόχρονα αλλά και αλληλοεπηρεάζονται σε ένα βαθμό μεταξύ τους. Ανάμεσά τους συγκαταλλέγονται οι εξής:

1. Η ομοιόμορφη/γενικευμένη διάβρωση χαρακτηρίζεται από ένα ισόπαχο, ομοιόμορφο διαβρωτικό στρώμα και μία ομοιόμορφη διάλυση της επιφάνειας. Συνήθως είναι χημικής φύσεως, δημιουργούνται υδροξείδια ή οργανομεταλλικές ενώσεις και εξαρτάται από τη διαλυτότητα του κράματος στο διαβρωτικό περιβάλλον.
2. Η Διάβρωση με βελονισμούς πρόκειται για εκλεκτικό τοπικό σχηματισμό προϊόντος ή εκλεκτική τοπική διάλυση της επιφάνειας ακόμη και όταν το μέταλλο είναι επιμεταλλωμένο ή καλυμμένο με τα προϊόντα διάβρωσης (Kao et al. 2010, Luft et al. 2009, Liu et al. 2005, Oshida et al. 1992, Kim & Johnson 1999, Sarkar et al. 1983).
3. Η διάβρωση με μηχανική καταπόνηση (SCC), η οποία οφείλεται στο συνδυασμό διαβρωτικού περιβάλλοντος και συνεχών μηχανικών φορτίσεων όπως αυτές προκύπτουν από τις λειτουργικές κινήσεις της κατάποσης/μάσησης όσο και τις ορθοδοντικές δυνάμεις (Seagal et al. 2009, Wang et al. 2007).

4. Η διάβρωση φθοράς προκαλείται από την ολίσθηση του σύρματος, το οποίο είναι σφιχτά δεμένο στην αύλακα του ορθοδοντικού αγκυλίου (Eliades et al. 2000).
5. Η περικρυσταλλική διάβρωση συμβαίνει στα όρια ή στην περιοχή μεταξύ των κρυσταλλικών κόκκων ενός μετάλλου χωρίς να επηρεάζονται οι σχηματισμοί αυτοί. Εμφανίζεται κυρίως σε ανοξείδωτου χάλυβα αγκύλια, θερμικά κατεργασμένα λόγω της καθίζησης καρβιδίων χρωμίου στα όρια των κόκκων, τα οποία είναι επιρρεπή στη διάβρωση.
6. Η διάβρωση σχισμής (crevice corrosion) εμφανίζεται κυρίως στα σημεία επαφής του ορθοδοντικού σύρματος με το αντίστοιχο άγκιστρο καθώς και στα σημεία πρόσδεσης (Sheikh et al. 2015, Daems et al. 2009). Η ελάττωση του pH και η αύξηση των ιόντων Cl^- είναι υπεύθυνα για την έναρξη και την εξέλιξη αυτού του τύπου της διάβρωσης.
7. Η μικροβιακή διάβρωση (Bahije et al. 2011, Laurent et al. 2001) σχετίζεται με τα προϊόντα μεταβολισμού των μικροοργανισμών, τα οποία δύναται να μειώσουν το pH και να οδηγήσουν σε αφαίρεση ή καταστροφή του προστατευτικού στρώματος οξειδίων (Eliades & Athanasiou 2002) καθώς και με τη μεταβολή της ηλεκτροχημικής συμπεριφοράς των επιφανειών (Kameda et al. 2014). Επιπλέον, ορισμένα βακτήρια μπορεί να αποδεσμεύσουν ιόντα και να τα χρησιμοποιήσουν στις δικές τους μεταβολικές διαδικασίες (Papadopoulou & Eliades, 2009). Τα ορθοδοντικά αγκύλια και μηχανισμοί έχουν συνδεθεί με αύξηση της οδοντικής πλάκας καθώς και της πυκνότητας των βακτηρίων μέσα σε αυτή (Svanberg et al. 1984, Balenseifen & Madonia, 1970).
8. Η ψαθυροποίηση υδρογόνου (Hydrogen embrittlement) χαρακτηρίζεται από τη διείδυση ιόντων H^+ και την ανάπτυξη τάσεων λόγω παραμόρφωσης του κρυσταλλικού πλέγματος. Συνήθως, εμφανίζεται σε κράματα NiTi υπό την επίδραση φθορίου. (Yokohama et al. 2011, 2005, Kaneko et al. 2003).

9. Η γαλβανική διάβρωση των μετάλλων στο στοματικό περιβάλλον προκαλείται από τη ροή ηλεκτρικού ρεύματος λόγω διαφοράς ηλεκτροδιαλυτικού δυναμικού, είναι οξειδοαναγωγικής φύσης και προσομοιάζει τη λειτουργία γαλβανικού στοιχείου με το σάλιο στο ρόλο του ηλεκτρολύτη. Το στοιχείο, το οποίο οξειδώνεται δρα ως άνοδος και διαβρώνεται ενώ το στοιχείο που ανάγεται χαρακτηρίζεται ως κάθοδος και προστατεύεται. Η γαλβανική διάβρωση δύναται να διαχωριστεί σε τέσσερις κυρίως τύπους ανάλογα με το μηχανισμό ανάπτυξης του γαλβανικού στοιχείου.

1^{ος} Τύπος: Συνδυασμός δύο ανόμοιων μετάλλων είτε αυτά είναι σε άμεση είτε σε διαλείπουσα επαφή.

2^{ος} Τύπος: Ανομοιογενείς δομές των μεταλλικών κατασκευών (π.χ. φάσεις σε ένα κράμα, δενδριτικές μορφές κόκκων, καταπόνηση της επιφάνειας και δημιουργία ατελειών, διαφορετική κατεργασία του ίδιου του μετάλλου, επίδραση τάσεων).

3^{ος} Τύπος: Αλλαγή σύστασης ηλεκτρολύτη (π.χ. η συσσώρευση τροφών στην αυχενική περιοχή μιας προσθετικής μεταλλικής αποκατάστασης διαφέρει από το σάλιο ως ηλεκτρολύτης).

4^{ος} Τύπος: Διάβρωση λόγω διαφορικού αερισμού/διαφορετικής συγκέντρωσης σε οξυγόνο (π.χ. η ύπαρξη βοθρίων σε μεταλλικές κατασκευές οδηγεί σε μειωμένη συγκέντρωση O_2 στο σάλιο του πυθμένα (άνοδος) και το αντίστροφο στην επιφάνεια (κάθοδος). Το αποτέλεσμα είναι ιόντα μετάλλου του πυθμένα να επικάθονται στην επιφάνεια με τη μορφή οξειδίων.

Ανεξαρτήτως του τύπου της διάβρωσης οι επιπτώσεις είναι παρόμοιες και εντοπίζονται τόσο στους μεταλλικούς ορθοδοντικούς μηχανισμούς επηρεάζοντας τις μηχανικές ιδιότητές τους όσο και στον οργανισμό.

4. Απελευθέρωση ιόντων

Μία από τις κύριες συνέπειες της διάβρωσης είναι η απελευθέρωση μεταλλικών ιόντων στο στοματικό περιβάλλον γεγονός που επηρεάζει τη βιοσυμβατότητα των υλικών. Πολλές μελέτες ακίνητων ορθοδοντικών μηχανισμών σε εργαστηριακές συνθήκες επιβεβαιώνουν την απώλεια ιόντων κατά την γαλβανική ζεύξη στα διαλύματα των ηλεκτρολυτών (Πίν. 2, παραρτήματος). Η ποσότητα καθώς και η ποιότητα αυτών εξαρτώνται από το διαβρωτικό περιβάλλον (pH, αγωγιμότητα, θερμοκρασία, οξειδωτική ικανότητα κ.α.), τη διάρκεια, τα υλικά προς διερεύνηση (σύσταση, δομή, μεταλλουργική/θερμική κατεργασία, ανακύκλωση ή όχι, εφαρμογή τάσεων κ.α.) καθώς και από την μέθοδο ανίχνευσης (όρια ανιχνευτικής ικανότητας). Συγκεκριμένα, τα ανοξείδωτο χάλυβα ορθοδοντικά υλικά φαίνεται ότι απελευθερώνουν μεγαλύτερες ποσότητες Ni σε σχέση με τα NiTi (Kameda et al. 2014, Heravi et al. 2014), η οξύτητα (Sheibaninia et al. 2014, Sfondrini et al. 2010, Kuhta et al. 2009, Huang et al. 2003) και η ανακύκλωση επιτείνουν το φαινόμενο (Sfondrini et al. 2010) και το φθοριούχο περιβάλλον σε συνδυασμό με το βούρτσισμα επηρεάζουν τα υλικά τιτανίου (Schiff et al. 2006). Όσον αφορά τα ορθοδοντικά αγκύλια, η ύπαρξη κολλήσεων μεταξύ των τμημάτων, η σύσταση, η μικροδομή και η μεταλλουργική κατεργασία είναι καθοριστικής σημασίας για τη βιολογική τους συμπεριφορά. Ιδιαίτερη είναι η περίπτωση των ανακυκλωμένων θερμικά ανοξείδωτο χάλυβανων αγκυλίων, τα οποία είναι επιρρεπή στην περικρυσταλλική διάβρωση εξαιτίας της απώλειας χρωμιούχου καρβιδίου στα όρια των κόκκων (Huang et al. 2004, Grimsdottir et al. 1992b, Park & Shearer, 1983). Η απλότητα, η επαναληψιμότητα, η απουσία ηθικών εμποδίων και η απομόνωση παραγόντων μη σχετιζόμενων με την ορθοδοντική θεραπεία αποτελούν τα κυριότερα πλεονεκτήματα των ερευνών σε εργαστηριακές συνθήκες. Από την άλλη πλευρά, η έλλειψη τυποποίησης των μεθόδων έρευνας, η αύξηση των ορίων ανιχνευτικής ικανότητας με το χρόνο, η διαφορετική στατιστική επεξεργασία κάνει τη σύγκριση των αποτελεσμάτων μεταξύ τους δύσκολη και μερικές φορές παραπλανητική. Επιπλέον, η δυνατότητα για την οργανική αποβολή των μεταλλικών ιόντων και η δημιουργία συμπλόκων είναι ανέφικτα, ο ρόλος του βιοφίλμ και της ροής του σιέλου απουσιάζει και γενικά οι συνθήκες πειραματικής διεξαγωγής είναι

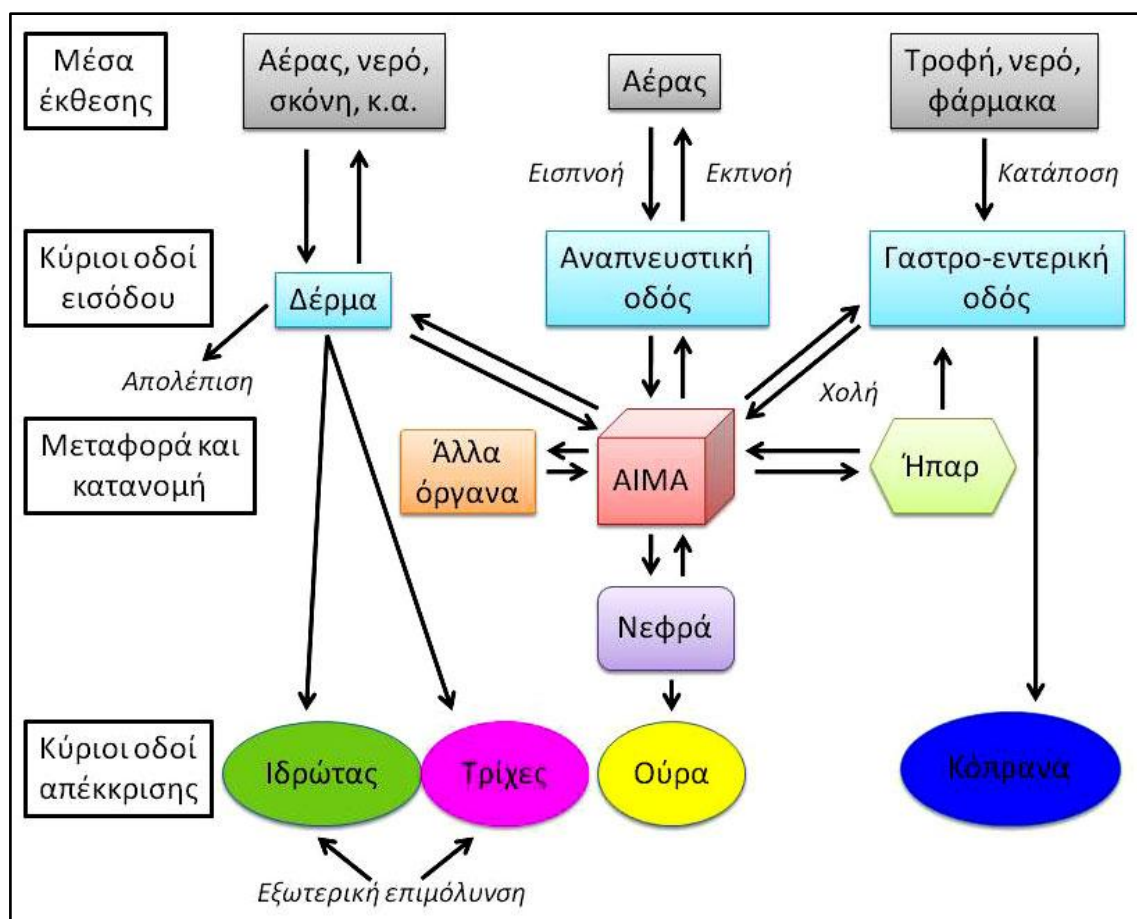
μακράν διαφορετικές από αυτές που επικρατούν στη στοματική κοιλότητα. Γίνεται λοιπόν κατανοητό ότι η κλινική συσχέτιση των αποτελεσμάτων αυτών είναι αμφισβητήσιμη μιας και η συμπεριφορά των υλικών στο στοματικό περιβάλλον μπορεί να είναι εντελώς διαφορετική. Κατά συνέπεια, η ενδοστοματική έρευνα μαζί με τις εγγενείς δυσκολίες και τα μειονεκτήματα (όπως η επεμβατικότητα και η στιγμιαία χρονικά αποτύπωση ενός διαρκούς χρονικά εξελισσόμενου φαινομένου χωρίς τη δυνατότητα απομόνωσης ενός μηχανισμού) αποτελεί την εναλλακτική οδό έρευνας. *In vivo* μελέτες έχουν εντοπίσει ιόντα στο σάλιο (Petoumenou et al. 2009), το στοματικό βλεννογόνο (Hafez et al. 2011, Fernandez-Minano et al. 2011), τις τρίχες (Abtahi et al. 2013, Mikulewicz et al. 2011), τον ορό του αίματος (Agaoglu et al. 2001) καθώς και σε εσωτερικά όργανα όπως το ήπαρ, η αορτή, οι πνεύμονες και τα νεφρά (Golz et al. 2016, Mikulewicz et al. 2014) (Πίν. 3, παραρτήματος). Οι λιγότερο επεμβατικές μέθοδοι που σχετίζονται με τη λήψη δειγμάτων σιέλου, τριχών, νυχιών και κυττάρων του βλεννογόνου πλεονεκτούν όσον αφορά τον παράγοντα της ηθικής, το κόστος, την πιθανότητα εισαγωγής φλεγμονών, τη διατήρηση και τον χειρισμό. Ωστόσο, οι συγχυτικοί παράγοντες όπως η μέτρηση ιόντων που προέρχονται από άλλες πηγές (ατμοσφαιρική ρύπανση, κοσμήματα, τροφή κ.α.) πολλές φορές επηρεάζουν τα αποτελέσματα. Ιδιαίτερη προσοχή θα πρέπει να δίδεται όταν το μέσο μελέτης περιλαμβάνει το σάλιο διότι αν και πλεονεκτεί σε σχέση με το ορό και τα ούρα ως πρώτη <<δεξαμενή>> συγκέντρωσης ιόντων προερχόμενα από τους ορθοδοντικούς μηχανισμούς, η ροή του επηρεάζεται από πολλούς παράγοντες. Η χρήση ινδικών χοιριδίων δίδει τη δυνατότητα βαθύτερης διερεύνησης της βιοσυμβατότητας (σε εσωτερικά όργανα) των ακίνητων ορθοδοντικών μηχανισμών και την προβολή της σε ορθοδοντικούς ασθενείς (Mikulewicz et al. 2014). Ανεξάρτητα της μεθόδου έρευνας, ανάμεσα στα συχνότερα απελευθερούμενα και ανιχνεύσιμα ιόντα συγκαταλέγονται τα Fe, Ni, Cr, Cu, Mn, Cd, Al, V κ.α. Αρκετά από τα παραπάνω παρουσιάζουν δράση κυτταροτοξική, αλλεργιογόνο, φλεγμονώδη, μεταλλαξιογόνο και καρκινογόνο (Fernandez-Minano et al. 2011, Hafez et al. 2011, Kao et al. 2007, 2007) (Πιν. 4).

Πίνακας 4. Βιολογική επίδραση μεταλλικών ιόντων που εμπεριέχονται σε ορθοδοντικά κράματα.

Στοιχείο	Μεταλαξιογόνο (Μ)/καρκινογόνο (Κ)	Αλλεργιογόνο	Κυτταροτοξικό
Νικέλιο	Ασθενές (Μ) (NiCl_2 , NiSO_4), (Κ) (Ni_2S_3), πιθανόν (Κ) (Ni^0)	(Α), 9%♀/1%♂	(Κ)
Χρώμιο	(Κ) (Cr^{6+}), μη (Μ) (Cr^{3+})	(Α) (Cr^{6+})>(Cr ³⁺)	Πολύ ενεργό (Cr ³⁺)
Σίδηρος	(Μ) (Fe^{2+})	Σπάνια	Χαμηλή
Βηρύλλιο	(Κ) ($\text{Be}^{0,2+}$, παράγωγα)	Σπάνια	Χαμηλή
Κάδμιο	(Κ) (Cd^0 , παράγωγα)	Σπάνια	(Κ)
Κοβάλτιο	Πιθανόν (Κ) ($\text{Co}^{0,2+}$)	1% του πληθυσμού	(Κ)
Χαλκός	(Μ) (Cu^{2+}), άγνωστο (Cu^{1+})	Σπάνια	Χαμηλή
Γάλλιο	Πιθανόν μή (Μ) (Ga^{3+})	Σπάνια	Χαμηλή
Χρυσός	Άγνωστο	Σπάνια	Χαμηλή
Παλλάδιο	Περιορισμένα δεδομένα, πιθανόν μη (Μ) (Pd^{2+})	Σπάνια	Χαμηλή
Πλατίνα	Άγνωστο	Όχι	Χαμηλή
Ίνδιο	Άγνωστο	Σπάνια	Χαμηλή
Άργυρος	Περιορισμένα δεδομένα, πιθανόν μη (Μ) (Ag^{1+})	Σπάνια	Χαμηλή
Κασσίτερος	(Μ) (Sn^{2+}), άγνωστο (Sn^{4+})	Σπάνια	Χαμηλή
Ψευδάργυρος	Μή (Μ) (Zn^{2+})	Σπάνια	Χαμηλή

Ενδοστοματικά κλινικά συμπτώματα περιλαμβάνουν γλωσσίτιδα, μεταλλική γεύση, ουλίτιδα, πολύμορφο ερύθημα, ουλική υπερτροφία, αλλεργική στοματίτιδα επαφής κ.α. (Gursoy et al. 2007, Genelhu et al. 2005, Schultz et al. 2004, Mockers et al. 2002, Lindsten & Kurol 1997, Veien et al. 1994, Starkjaer & Menne 1990, Dunlap et al. 1989). Γενικευμένες αντιδράσεις όπως, δερματίτιδα επαφής, γαστρο-εντερικές, νευρολογικές, ανοσοποιητικές, αιματολογικές, νεφρικές και ηπατικές διαταραχές είναι εξαιρετικά σπάνιες. Από την άλλη πλευρά, ορισμένα από τα απελευθερούμενα ιόντα είναι απαραίτητα για τη λειτουργία του οργανισμού, λαμβάνονται τόσο από τη στοματική όσο και από την αναπνευστική οδό (Εικ. 3) και η συγκέντρωσή (Πιν. 5) τους σε συνδυασμό με την παθογενετικότητα και το χρόνο παραμονής τους στον

οργανισμό (βιολογικός χρόνος ημίσειας ζωής) καθορίζουν τη συμπεριφορά τους. Για παράδειγμα, ο σίδηρος είναι συστατικό της αιμοσφαιρίνης και αρκετών ενζύμων ενώ το τρισθενές χρώμιο αποτελεί απαραίτητο στοιχείο για το μεταβολισμό της γλυκόζης. Ο ρυθμός λήψης, ο τρόπος έκθεσης, η χημική μορφή, η δυνατότητα κυτταρικής πρόσληψης (εξαρτώμενη από το μέγεθος), η δραστικότητά τους, ο ρυθμός αποβολής καθώς και δημιουργίας ανενεργών συμπλόκων επηρεάζουν τις επιπτώσεις σε μοριακό επίπεδο. Σύμφωνα με τον παγκόσμιο οργανισμό υγείας (WHO) η προτεινόμενη ημερήσια δόση (RDD) των ιόντων Ni, Cr, Mn, Fe ανέρχεται στα 25-35 $\mu\text{g/day}$, 50-200 $\mu\text{g/day}$, 2,5-6 mg/day , 10-18 mg/day αντίστοιχα. Το ευρωπαϊκό συμβούλιο για την ποιότητα του νερού (80/778/EEC) θεωρεί ότι η μέγιστη επιτρεπτή συγκέντρωση (MAC) ιόντων Ni, Cr, Mn ανέρχεται στα 50 $\mu\text{g/l}$ ενώ για το Fe στα 200 $\mu\text{g/l}$.



Εικόνα 3. Σχηματική αναπαράσταση του μεταβολισμού έπειτα από την έκθεση σε μέταλλα διαμέσου της απορρόφησης από το δέρμα, της αναπνοής και της κατάποσης. (Elinder et al. 1994).

Πίνακας 5. Προτεινόμενα όρια έκθεσης μεταλλικών ιόντων, τα οποία ενσωματώνουν παράγοντα ασφαλείας και μέσος όρος ημερήσιας διατροφικής λήψης στο Ηνωμένο Βασίλειο. European Medicines Agency (emeA), 2007

Κατηγοριοποίηση μεταλλικών ιόντων	Στοματική έκθεση PDE (proposed daily exposure)	Παρεντερική έκθεση PDE (proposed daily exposure)	Μέσος όρος διατροφικής λήψης στην UK
Group 1A (Pt, Pd) (significant safety concern)	100 µg/day-10 ppm	10 µg/day-1 ppm	(Pt= 0,2 µg/day) (Pd= 2 µg/day)
Group 1B (Ir, Rh, Ru, Os) (significant safety concern)	100 µg/day-10 ppm	10 µg/day-1 ppm	(Ir= 2 µg/day) (Rh= 0,2 µg/day) (Ru= 4 µg/day) (Os< 1 µg/day)
Group 1C (Mo, Cr, Ni, V)	300 µg/day-30 ppm	30 µg/day-3 ppm	(Mo= 0,12 mg/day) (Cr= 0,10 mg/day) (Ni= 0,12 mg/day) (V= 13 µg/day)
Group 2 (Cu, Mn) (low safety concern)	2500 µg/day-250 ppm	250 µg/day-25 ppm	(Cu= 1,4 mg/day) (Mn= 4,5 mg/day)
Group 3 (Fe, Zn) (minimal safety concern)	13000 µg/day-1300 ppm	1300 µg/day-130 ppm	(Fe= 15 mg/day) (Zn= 1 mg/day)

Οι περισσότερες μελέτες σχετικά με την απελευθέρωση ιόντων από ορθοδοντικούς μηχανισμούς υποστηρίζουν ότι η συγκέντρωσή τους από τη διαβρωτική διαδικασία δεν είναι ικανή για τοξικότητα (Mikulewicz et al. 2014, Amini et al. 2012, Luft et al. 2009, Kocadereli et al. 2000, Keruoso et al. 1997) και τείνει να μειωθεί μετά τις πρώτες εβδομάδες της τοποθέτησής τους (Petoumeno et al. 2009, 2008, Souza & Menezes 2008, Yonekura et al. 2004, Barrett et al. 1993). Η μείωση αυτή έχει αποδοθεί εν μέρει στην παθητικοποίηση των κραμάτων και τη δημιουργία βιοφίλμ σε συνδυασμό με την απομάκρυνση των ιόντων από τον οργανισμό (Souza & Menezes 2008, Eliades & Bourauel, 2005). Βέβαια αυτό δεν σημαίνει σε καμία περίπτωση ότι σε χαμηλές συγκεντρώσεις παύουν να έχουν τις ανεπιθύμητες ιδιότητές τους και επιπλέον κανείς δεν μπορεί να αποκλείσει το ενδεχόμενο αθροιστικών επιπτώσεων μακροπρόθεσμα καθώς και της ανάπτυξης μίας χρόνιας

υποκλινικής παθολογικής κατάστασης. Ακόμη, η πιθανότητα ενός ιόντος συνδυαστικά με άλλους τρόπους πρόσληψης να υπερβεί τα επιτρεπτά ή εναρκτήρια όρια οργανικών επιπτώσεων αυξάνει.

Ιδιαίτερη μνεία έχει δοθεί στα ιόντα Ni^{2+} και Cr^{3+} λόγω της συχνής χρήσης τους στα περισσότερα ορθοδοντικά κράματα (8-50% Ni και 17-22% Cr κατά μέσο όρο) και της σχέσης τους με αλλεργικές (συνήθως σε ευαισθητοποιημένους ασθενείς και κυρίως θήλεις σε αναλογία 9♀/1♂ για το Ni), φλεγμονώδεις και τοξικές αντιδράσεις (Kolokitha et al. 2008, Sectos et al. 2006, Schuster et al. 2004, Genelhu et al. 2005). Ωστόσο, η ελλιπής ύπαρξη σχετικής βιβλιογραφίας πέρα των μελετών 'αναφορών περίπτωσης' που να υποστηρίζει την αύξηση του επιπολασμού ασθενειών άμεσα συνδεδεμένων με το Ni ιδιαίτερα προερχόμενο από τους ορθοδοντικούς μηχανισμούς προκαλεί εύλογα αμφιβολίες. Επιπλέον, η ημερήσια πρόσληψη Ni και Cr μέσω διαίτης ανέρχεται στα 200-300 $\mu g/day$ και 280 $\mu g/day$ αντίστοιχα. Η ημερήσια απελευθέρωση ιόντων Ni^{2+} από τα οδοντιατρικά κράματα είναι σχεδόν 70-80 φορές μικρότερη (4,2 $\mu g/day$) και κατά συνέπεια η επιβάρυνση είναι μικρή (Bishara et al. 1993, Brune 1986).

5. Επιπτώσεις στις μηχανικές ιδιότητες

Η διάβρωση των μεταλλικών ορθοδοντικών μηχανισμών σχετίζεται με την απώλεια υλικού και τη δημιουργία πόρων, η οποία μεταβάλλει την αντοχή, το μέτρο ελαστικότητας, τη σκληρότητα και την επιφανειακή αδρότητα (Rerhrhaye et al. 2014, Kang et al. 2008, House et al. 2008). Στα ορθοδοντικά αγκύλια οι κλινικές επιπτώσεις είναι διπλές μιας και οι μεταλλικοί μηχανισμοί θα πρέπει να είναι τέτοιας σκληρότητας και μέτρου ελαστικότητας που να αντιστέκονται στη φθορά και να εκφράζουν τις προδιαγραφές των συρμάτων καθώς και να μην παραμορφώνονται πλαστικά κατά τη διαδικασία τοποθέτησης των προσδέσεων. Οι ατέλειες στην επιφάνεια των συρμάτων (είτε νέες λόγω διάβρωσης είτε επιδεινούμενες ήδη υπάρχουσες εκ κατασκευής, Gravina et al. 2014, von Fraunhofer, 1997, Abiko et al. 1996, Oshida et al. 1992, Schwaninger et al. 1982, Edie et al. 1981) επηρεάζουν τις μηχανικές ιδιότητες και μπορεί να αποτελέσουν εναρκτήρια σημεία θραύσης. Ο

συνδυασμός τους με τη μηχανική καταπόνηση (Seagal et al. 2009, Yokoyama et al. 2004, Wang et al. 2007) όπως αυτή προκύπτει από τα λειτουργικά φορτία (corrosion fatigue/stress corrosion cracking) καθώς και το όξινο-φθοριούχο περιβάλλον αποτελεί ένα πολύ επιθετικό περιβάλλον (Ramalingam et al. 2008, Kaneko et al. 2003). Η θραύση των συρμάτων NiTi είναι ένα φαινόμενο που παρατηρείται όχι ιδιαίτερα σπάνια, συμβαίνει κυρίως στο μέσο της διαγκιστρικής απόστασης στην περιοχή των οπισθίων δοντιών και έχει σχετιστεί με τη διάβρωση υδρογόνου (Yokoyama et al. 2011, 2005, 2004, 2003, 2001, Zinelis et al. 2007, Kaneko et al. 2004, 2003, Asaoka et al. 2002, Harris et al. 1988, Nelson et al. 1972) σε συνδυασμό με την έντονη κάμψη τους (Liu et al. 2007, Ogawa et al. 2004, Yokoyama et al. 2004) καθώς και τις μασητικές φορτίσεις. Η προσρόφηση ιόντων H^+ επιταχύνεται υπό την παρουσία γαλβανικών ρευμάτων και η διάβρωση φθοράς (Fretting corrosion) φαίνεται ότι συνδράμει περεταίρω λόγω της σχέσης των ιόντων αυτών με τις διαδοχικές επαναπαθητικοποιήσεις. Η μελέτη των Walker et al. 2005 υποστηρίζει την ελάττωση του ορίου διαρροής και της ελαστικότητας σε τετράγωνης διατομής συρμάτινα τόξα NiTi υπό την επίδραση φθοριούχου περιβάλλοντος, το οποίο προσβάλλει το προστατευτικό στρώμα TiO_2 . Ωστόσο, η έλλειψη αριθμού in vivo ερευνών που να στηρίζει τον παραπάνω μηχανισμό ψαθυρής θραύσης συντείνει στην αποδοχή του μηχανικού αιτίου ως τον κυρίαρχο παράγοντα (Fragou & Eliades 2010, Harzer et al. 2001). Από την άλλη πλευρά, η αποκόλληση των πτερυγίων σε 2 τμημάτων αγκύλια οφείλεται στην αστοχία των κραμάτων συγκόλλησης (Erdogan et al. 2015, Soteriou et al. 2014, Ntasi et al. 2014, Vahed et al. 2007). Τοπικά γαλβανικά ρεύματα που σχετίζονται με την απελευθέρωση ιόντων Cu^{2+} και Zn^{2+} στα σημεία των ασημοκολλήσεων μπορεί δυνητικά να αποδυναμώνουν τις περιοχές αυτές (Ntasi et al. 2014, Soteriou et al. 2014, Vahed et al. 2007, Zinelis et al. 2004). Στην κλινική πράξη, χαρακτηριστικός είναι ο συχνός διαχωρισμός των πτερυγίων από τη βάση τους κατά την αφαίρεση των αγκυλίων (2 τμημάτων) από την οδοντική επιφάνεια.

Γενικά, η παρουσία βοθρίων και ρωγμών σε in vivo μελέτες της επιφάνειας ορθοδοντικών αγκυλίων και συρμάτων φανερώνει την επίδραση της διαδικασίας της διάβρωσης χωρίς όμως να καθίσταται δυνατόν ο ακριβής προσδιορισμός του μηχανισμού (Daems et al. 2009, Eliades et al. 2000,). Οι κυμαινόμενες συνθήκες του στοματικού περιβάλλοντος (pH, T, Cl^- , F^- , διατροφικές συνήθειες, μασητικές

φορτίσεις, κ.α.) σε συνδυασμό με τον αλληλοεπηρεασμό των μηχανισμών διάβρωσης και την αδυναμία απομόνωσης δυσχεραίνει την αποσαφήνιση του αιτίου-αποτελέσματος. Η γαλβανική διάβρωση σίγουρα είτε με τη γενικευμένη μορφή της είτε με την εντοπισμένη συμμετέχει ενεργά στη διαδικασία αυτή.

Από την άλλη πλευρά, η ενδοστοματική δημιουργία διαβρωτικών ανωμαλιών, επιφανειακών παραμορφώσεων και ενασβεστιωμένων πρωτεϊνικών επικαθίσεων στην επιφάνεια των ορθοδοντικών συρμάτων και αγκυλίων σχετίζεται με αύξηση της επιφανειακής αδρότητας (Ghazal et al. 2015, Mendes et al. 2014, Rongo et al. 2014, Normando et al. 2013, Regis et al. 2011, Marques et al. 2010, Kao et al. 2006, Eliades et al. 2000, Edie et al. 1981). Η ανακύκλωση των ορθοδοντικών αγκυλίων και συρμάτων (που περιλαμβάνει χημική, θερμική μηχανική κατεργασία) δρα επικουρικά (Reimann et al. 2012, Lee & Chang, 2001) καθώς και ο χρόνος έκθεσης στο διαβρωτικό περιβάλλον (Bentahar et al. 2011). Η αδρότητα φαίνεται ότι αυξάνει την τριβή (Rongo et al. 2014, Normando et al. 2013, Regis et al. 2011, Marques et al. 2010, Eliades & Bourauel 2005, Wichelhaus et al. 2005, Bazakidou et al. 1997) αν και ο συντελεστής της εξαρτάται και από το όριο διαρροής των υλικών (Sears et al. 1982). Η αύξηση της τριβής επηρεάζει αρνητικά τη μηχανοθεραπεία ολίσθησης και κατά συνέπεια θα πρέπει να λαμβάνεται υπόψη στην κλινική πράξη. Ωστόσο, τα αποτελέσματα των μελετών της τριβής *in vitro* θα πρέπει να αντιμετωπίζονται με κριτική σκέψη διότι ο παράγοντας λίπανσης είτε απουσιάζει είτε αναπαράγεται σε κάθε περίπτωση μερικώς σε σχέση με το στοματικό περιβάλλον (Berg et al. 2003, Downing et al. 1995, Baker et al. 1987). Επιπλέον, φαινόμενα όπως το binding/notching σε αρκετές από αυτές δεν συνυπολογίζονται. Ακόμη, το μέγεθος των αγκυλίων, το σχήμα τους (Ogata et al. 1996), οι διαστάσεις της αύλακας (Peterson et al. 1982) η διαγκιστρική απόσταση (Moore & Waters, 1993), η τοποθέτηση/σχέση σύρματος/αγκυλίου στις τρεις διαστάσεις του χώρου (Kusy & Whitley, 2000, 1999) και ο τρόπος (Riley et al. 1979) καθώς και η δύναμη πρόσδεσης (Keith & Jones, 1993) περιπλέκει περαιτέρω τη μελέτη του φαινομένου.

6. Γαλβανική διάβρωση ακίνητων ορθοδοντικών μηχανισμών

Η γαλβανική διάβρωση είναι ηλεκτροχημικής/οξειδοαναγωγικής φύσης και οφείλεται στην ανάπτυξη διαφοράς δυναμικού και μεταφορά ηλεκτρονίων ανάμεσα σε μεταλλικές περιοχές. Η πιο συνηθισμένη μορφή είναι αυτή που αναπτύσσεται μεταξύ διαφορετικών κραμάτων μετάλλου, τα οποία είτε έρχονται σε επαφή είτε όχι. Η πληθώρα των ορθοδοντικών αγκυλίων αλλά και των ορθοδοντικών συρμάτων δημιουργεί πολλά πιθανά γαλβανικά ζεύγη (Εικ. 1,2). Ιδιαίτερη είναι η περίπτωση γαλβανικών φαινομένων μεταξύ αμαλγάματος, κραμάτων προσθετικών αποκαταστάσεων και ορθοδοντικών αγκυλίων-δακτυλίων (Karon & Hinberg, 2001). Τα στοιχεία που είναι λιγότερο ευγενή έχουν την τάση να οξειδώνονται και να αποσυντίθενται λειτουργώντας ως άνοδος σε αντιδιαστολή με τα ευγενή (κάθοδος). Όσο μεγαλύτερη είναι ή μεταξύ τους διαφορά θέσης στην ηλεκτροδιαλυτική σειρά τόσο πιο μεγάλη είναι η διαφορά δυναμικού και κατά συνέπεια η ηλεκτροδιαλυτική τάση. Επιπλέον, όσο μεγαλύτερη η επιφάνεια που έχει το ρόλο της καθόδου και το αντίστροφο για την άνοδο τόσο σοβαρότερη είναι η διάβρωση λόγω της συγκέντρωσης του διαβρωτικού ρεύματος (Platt et al. 1997). Ωστόσο, η *in vitro* μελέτη των Iijima et al. 2006 δεν φαίνεται να συνηγορεί υπέρ της ισχυρής επιρροής του παράγοντα της επιφάνειας. Ακόμη, ο ρόλος του ηλεκτρολύτη-σιέλου (που εξαρτάται από την παραγωγή-ροή, τη συγκέντρωση και σύνθεση των συστατικών του σάλιου, το pH (Huang 2005), τη θερμοκρασία, την επιφανειακή τάση, τη ρυθμιστική και οξειδωτική ικανότητα, την ηλεκτρική αγωγιμότητα, τις διατροφικές συνήθειες, χρήση στοματικών δ/των κ.α.) θεωρείται σημαντικός μιας και επιταχύνει ή επιβραδύνει τη μετακίνηση των ιόντων επηρεάζοντας την κινητική της διαδικασίας της διάβρωσης. Χαρακτηριστικό είναι το παράδειγμα της *in vitro* επιτάχυνσης της διάβρωσης σε όξινο περιβάλλον όπως αυτό προκύπτει από τη χρήση φθοριούχων (επιθετική δράση στα οξείδια Ti) και χλωριούχων (αποδομητική δράση στα οξείδια Cr) σκευασμάτων καθώς και την κατανάλωση ανθρακούχων ποτών (Mikulewicz et al. 2015, Kassab & Gomes 2013, Saranya et al. 2013, Mirjalili et al. 2013, Kao & Huang, 2010, Li et al. 2007, House et al. 2008, Kang et al. 2008, Schiff et al. 2006, 2004). Επιπλέον, η δημιουργία μεταλλικοποιημένου ενδοστοματικού βιοφίλμ στις

επιφάνειες των μηχανισμών φαίνεται ότι τροποποιεί την αντίσταση σε διαβρωτικούς παράγοντες (Eliades et al. 2000).

Πέρα από τη διάβρωση που προκύπτει κατά τη ζεύξη σύρματος-αγκίστρου, γαλβανικά φαινόμενα μπορεί να παρουσιαστούν ξεχωριστά για κάθε μεταλλική κατασκευή. Για παράδειγμα, τα ορθοδοντικά αγκύλια δύο τμημάτων χαρακτηρίζονται από τη συνύπαρξη δύο ή τριών κραμάτων αναλόγως του τρόπου συγκόλλησης. Συγκεκριμένα, η βάση των αγκυλίων κατασκευάζεται από μαλακό υλικό προκειμένου να διευκολύνεται η αποκόλλησή του από τις οδοντικές επιφάνειες ενώ τα πτερύγια από σκληρότερο και υψηλότερου μέτρου ελαστικότητας έτσι ώστε να αντέχουν στη φθορά και να μεταφέρουν αποτελεσματικά τις δυνάμεις των ορθοδοντικών συρμάτων (Gioka et al. 2004). Τα δύο αυτά τμήματα είτε ενοποιούνται με τη χρήση laser είτε για το σκοπό αυτό χρησιμοποιούνται κολλήσεις (κράματος Au ή Ag ή Ni) (Ntasi et al. 2014). Η κόλληση αυτή, (σε αντιδιαστολή με το laser), αποτελεί ένα επιπλέον κράμα, το οποίο σε συνδυασμό με την αλλαγή στην αδρότητα δύναται να δημιουργήσει γαλβανικά φαινόμενα με τα υποκείμενα και υπερκείμενα μεταλλικά τμήματα των αγκυλίων (Ntasi et al. 2014, Soteriou et al. 2014, Berge et al. 1982). Από την άλλη πλευρά, η συγκόλληση με τη χρήση laser μπορεί να επηρεάσει τη διαδικασία εξαιτίας της δημιουργίας ανομοιομόρφης περιοχής και της έντονης θερμικής επίδρασης στη δομή. Ιδιαίτερη είναι η περίπτωση των επικαλύψεων των ορθοδοντικών συρμάτων NiTi με ρόδιο για αισθητικούς λόγους όπου παρατηρούνται γαλβανικά ρεύματα μεταξύ του εξωτερικού στρώματος και της υποκείμενης μεταλλικής βάσης (Katic et al. 2014). Η επικάλυψη με ιόντα N^- καθώς και με τέφλον φαίνεται ότι δρα προστατευτικά (Iijima et al. 2010, Neumann et al. 2002). Κατά συνέπεια, η διαφορά στη σύσταση προδιαθέτει για την εμφάνιση τοπικών γαλβανικών ρευμάτων, τα οποία ενισχύονται και αλληλοεπηρεάζονται στην περίπτωση συνδυασμού του αγκίστρου με το σύρμα. Επιπλέον, στα κράματα πολλές φορές συνυπάρχουν παραπάνω από μία φάσεις ενώ ιδιαίτερη είναι η περίπτωση στην οποία πραγματοποιείται μετάπτωση από τη μία φάση στην άλλη στις περιοχές τάσης (π.χ. τα υπερελαστικά ορθοδοντικά σύρματα NiTi κάμπτονται έντονα κατά την τοποθέτησή τους στα αρχικά στάδια της ορθοδοντικής θεραπείας) (Briceno et al. 2013, Seagal et al. 2009, Pun & Berzins 2008). Οι διαφορετικές αυτές φάσεις δεν

έχουν την ίδια ηλεκτροχημική συμπεριφορά γεγονός που περιπλέκει περεταίρω το φαινόμενο της γαλβανικής διάβρωσης (Briceno et al. 2013).

Ακόμη, η μεταλλουργική διαδικασία κατασκευής των ορθοδοντικών μεταλλικών μηχανισμών επηρεάζει τη δομή, την επιφανειακή αδρότητα (Katic et al. 2014, Huang et al. 2003, Oshida et al. 1992), την κατανομή των τάσεων (Oh & Kim, 2005, Huang et al. 2003) μεταβάλλοντας την αντίσταση στη διάβρωση. Τα ενιαία ορθοδοντικά αγκύλια κατασκευασμένα είτε με την τεχνική της πυροσυσσωμάτωσης κόκκων (MIM-metal injection molded) είτε με την αφαιρετική χρησιμοποιώντας laser (laser cut) φαίνεται να πλεονεκτούν σε σχέση με τα κλασσικά συγκολλημένα δύο τμημάτων (Bakhtari et al. 2015, Varma et al. 2013). Ωστόσο, η αύξηση της αδρότητας/πόροι που σχετίζονται όχι τόσο με την τεχνική αλλά με τη δυσκολία επίτευξης των κατάλληλων συνθηκών, τουλάχιστον για την πρώτη περίπτωση, μερικές φορές δίνει αντιφατικά αποτελέσματα (Nayak et al. 2015, Eliades et al. 2008, Siargos et al. 2007, Zinelis et al. 2005). Ακόμη, η διαδικασία της ανακύκλωσης των μεταλλικών αγκυλίων και συρμάτων φαίνεται ότι επιταχύνει τη διάβρωση καθώς και την απελευθέρωση ιόντων (Gursoy et al. 2005, Huang et al. 2004, Maijer & Smith, 1986). Επιπλέον, η ανομοιογένεια της επιφάνειας μπορεί να οδηγήσει στην εμφάνιση γαλβανικής διάβρωσης και σχετίζεται με την ύπαρξη μακροσκοπικών παραμορφώσεων (γεωμετρικών προεξοχών), οι οποίες προκύπτουν κατά τη λειτουργία αλλά και σκοπίμως κατασκευάζονται από τον κλινικό ορθοδοντικό. Στη μεν πρώτη περίπτωση η λειτουργία της μάσησης μπορεί να οδηγήσει σε τραυματισμό των ορθοδοντικών συρμάτων. Στη δεύτερη περίπτωση, ο ορθοδοντικός εισάγει επικουρικές κάμψεις στα ανοξείδωτου χάλυβα σύρματα (torque, step-in, step-out, κ.α.) προκειμένου να πραγματοποιήσει τις επιθυμητές μετακινήσεις ενώ στα αρχικά στάδια της ορθοδοντικής θεραπείας, τα σύρματα NiTi τις περιλαμβάνουν κατά την τοποθέτησή τους λόγω των έντονων στροφών και αποκλίσεων των δοντιών (Liu et al. 2011, 2007). Το αποτέλεσμα είναι ότι η περιοχή της παραμόρφωσης δρα ως άνοδος (λόγω της μετακίνησης ιόντων στο κρυσταλλικό πλέγμα και την αύξηση της ενεργειακής στάθμης καθώς και λόγω της τοπικής αλλοίωσης του παθητικού στρώματος των οξειδίων) ενώ η μη παραμορφωμένη ως κάθοδος. Παρόμοιες είναι οι συνέπειες και ο μηχανισμός σε ίδιας σύστασης κράματα, τα οποία έχουν υποστεί διαφορετική μεταλλουργική κατεργασία εν ψυχρώ ή εν θερμώ με αποτέλεσμα την

ενσωμάτωση ή όχι τάσεων (Oh & Kim, 2005, Huang et al. 2003, Gjerdet & Hero, 1987). Η επιφανειακή και μόνο στίλβωση (μηχανική, ηλεκτρολυτική με ή χωρίς χημική παθητικοποίηση) του ίδιου σύρματος μεταβάλλει την αδρότητα και αυξομειώνει το πάχος ή τροποποιεί το επιφανειακό στρώμα των οξειδίων επηρεάζοντας την αντίσταση στη διάβρωση (Yonekura et al. 2004, Es-Souni et al. 2002, Cisse et al. 2002, Iijima et al. 2001, Hunt et al. 1999, Widu et al. 1999, Schwaninger et al. 1982, Speck & Fraker, 1980). Κατά συνέπεια, εξίσου σημαντική αν όχι σημαντικότερη με τη διαφορά σύστασης είναι η δομή και τα επιφανειακά χαρακτηριστικά των μετάλλων όπως αυτά προκύπτουν από τις κατασκευαστικές διαδικασίες (Bakhtari et al. 2011, Eliades et al. 2008, Zinelis et al. 2005).

Ακόμη ένας μηχανισμός τοπικής γαλβανικής διάβρωσης είναι εκείνος που προκύπτει από την μεταλλική ή μη μεταλλική πρόσμιξη μιας επιφανείας (Daems et al 2009), την απόθεση λίπους καθώς και τη δημιουργία οξειδίων διαφορετικής δομής. Ωστόσο, ιδιαίτερο ενδιαφέρον παρουσιάζει η περίπτωση γαλβανικού στοιχείου διαφορικού αερισμού, το οποίο εμφανίζεται σε περιοχές που χαρακτηρίζονται από μεταβολές στη συγκέντρωση του οξυγόνου. Τέτοιες περιοχές συναντώνται στους πόρους μεταλλικών επιφανειών καθώς και στα σημεία επαφής του σύρματος με την αύλακα των ορθοδοντικών αγκυλίων. Οι θέσεις πλούσιες σε οξυγόνο λειτουργούν ως κάθοδος ενώ οι θέσεις με ελλιπή αερισμό αποτελούν την άνοδο.

Από τις μελέτες της γαλβανικής διάβρωσης σε εργαστηριακές συνθήκες που σχετίζονται με τη ζεύξη ορθοδοντικών αγκυλίων-συρμάτων προκύπτει ότι η διαφορά σύστασης και δομής υπό συγκεκριμένο διαβρωτικό περιβάλλον αποτελούν τους κύριους παράγοντες επηρεασμού του φαινομένου (Πιν. 6, παραρτήματος). Σε κάθε περίπτωση, Ιδιαίτερη προσοχή θα πρέπει να δίδεται κατά τη σύγκριση των ερευνών μεταξύ τους διότι κάθε υλικό παρουσιάζει ιδιαιτερότητες αναλόγως της μηχανικής του κατεργασίας.

Τα τελευταία χρόνια στην κλινική ορθοδοντική πράξη η ανάγκη για όσο το δυνατόν πιο αισθητική θεραπεία ικανοποιήθηκε με τη εισαγωγή γλωσσικών αγκυλίων η γαλβανική συμπεριφορά των οποίων δεν έχει μελετηθεί. Η εκτενής βιβλιογραφία του γαλβανικού φαινομένου στα προστομιακά τοποθετούμενα αγκύλια σε συνδυασμό με τις επιβεβαιωμένες επιπτώσεις στη βιοσυμβατότητα και

στις μηχανικές ιδιότητες των υλικών κάνουν εντονότερη την απουσία της πληροφορίας σχετικά με τους γλωσσικούς ακίνητους μηχανισμούς. Επιπλέον, η χρήση υψηλής λειτουργικότητας, εξατομικευμένων γλωσσικών αγκυλίων από κράμα χρυσού, δημιουργεί εύλογα ερωτήματα σχετικά με τη γαλβανική διάβρωση και τη διαφορά τους σε σχέση με αντίστοιχα προκατασκευασμένα αποτελούμενα από μη πολύτιμα κράματα. Κατά συνέπεια, η διεξαγωγή έρευνας στην ηλεκτροχημική συμπεριφορά των νέων αυτών υλικών κρίνεται επιτακτική και αναμφισβήτητα αναγκαία.

ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

ΣΚΟΠΟΣ ΚΑΙ ΥΠΟΘΕΣΗ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Σκοπός της παρούσης ερευνητικής εργασίας είναι η μέτρηση της διαφοράς δυναμικού, όπως αυτή προκύπτει από την ηλεκτροχημική σύζευξη γλωσσικών ορθοδοντικών αγκυλίων κράματος Au και ανοξείδωτου χάλυβα με αντιπροσωπευτικούς τύπους ορθοδοντικών συρμάτων. Επιπλέον, ο στοιχειακός και ποσοτικός προσδιορισμός των υπό διερεύνηση υλικών καθώς και η μελέτη της κρυσταλλικής δομής και των επιφανειακών χαρακτηριστικών θα προσδώσει τις απαραίτητες πληροφορίες για την επεξήγηση της ηλεκτροχημικής τους συμπεριφοράς.

Η υπόθεση εργασίας υποστηρίζει την ανάπτυξη εντονότερων γαλβανικών φαινομένων στην περίπτωση του συνδυασμού γλωσσικών αγκυλίων κράματος Au και αντιπροσωπευτικών ορθοδοντικών συρμάτων τόνων συγκριτικά με τα αντίστοιχα ανοξείδωτου χάλυβα αγκύλια.

ΥΛΙΚΑ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΣ:

Υλικά

Στη μελέτη συμπεριελήφθησαν τρία είδη γλωσσικών ορθοδοντικών αγκυλίων με 0,022" (0,5588 mm) διάσταση αύλακας (slot) που αντιστοιχούσαν σε κεντρικούς τομείς της άνω γνάθου. Συγκεκριμένα, επιλέχθηκαν τα αγκύλια Incognito™ (3M Unitek, Monrovia, California, USA, Lot 106332), In-Ovation L (DENTSPLY GAC, Bohemia, New York, USA, Lot S000512000) και STb™-L (Light Lingual System, ORMCO, Orange, California, USA, Lot HS Code 9021.10.0090). Επιπλέον, χρησιμοποιήθηκαν ορθογώνιας διατομής 0,017 x 0,025" (0,4318 x 0,635 mm) ορθοδοντικά σύρματα χαλύβδινου κράματος (Steel Arch Wires, FORESTADENT, Bernhard Forster GmbH, GERMANY, REF 202-3743, Lot 108) και κράματος NiTi (NeoSentalloy, DENTSPLY GAC INTERNATIONAL, New York, USA, REF 02-523-122, Lot K324) (Πιν. 7).

Πίνακας. 7 Υλικά υπό διερεύνηση.

ΥΛΙΚΑ	ΣΥΣΤΑΣΗ	ΚΑΤΑΣΚΕΥΗ	ΕΤΑΙΡΕΙΑ/ΣΕΙΡΙΑΚΟΣ ΑΡΙΘΜΟΣ
ΑΓΚΥΛΙΟ Incognito™	ΚΡΑΜΑ Au	ΧΥΤΕΥΣΗ	3M Unitek, Monrovia, California, USA, Lot 106332
ΑΓΚΥΛΙΟ In-Ovation L	SS	ΠΥΡΟΣΥΣΣΩΜΑΤΩΣΗ	DENTSPLY GAC, Bohemia, New York, USA, Lot S000512000
ΑΓΚΥΛΙΟ STb™	SS	ΚΟΠΗ	Light Lingual System, ORMCO, Orange, California, USA, Lot HS Code 9021.10.0090
ΣΥΡΜΑ Steel Arch Wire	SS	ΨΥΧΡΗ ΕΛΑΣΗ	FORESTADENT, Bernhard Forster GmbH, GERMANY, REF 202-3743, Lot 108
ΣΥΡΜΑ NeoSentalloy	NiTi	ΨΥΧΡΗ ΕΛΑΣΗ	FORESTADENT, Bernhard Forster GmbH, GERMANY, REF 202-3743, Lot 108

Η επιλογή των αγκίστρων στηρίχθηκε στις διαφορές τόσο στη στοιχειακή σύσταση (τύπος κράματος) όσο και στον τρόπο κατασκευής (κοπή, πυροσυσσωμάτωση, χύτευση και συγκόλληση). Από την άλλη πλευρά, η ευρεία χρήση των ορθοδοντικών συρμάτων από ανοξείδωτο χάλυβα και κράμα νικελίου-τιτανίου στην κλινική πράξη αποτέλεσε το κύριο κριτήριο επιλογής.

Μέθοδος

1. Μελέτη της μορφολογίας των ορθοδοντικών αγκυλίων και συρμάτων

Πέντε αγκύλια από κάθε εταιρεία και πέντε ορθοδοντικά συρμάτινα τμήματα μήκους 10 mm από κάθε αντιπροσωπευτικό είδος μελετήθηκαν με τη χρήση ηλεκτρονικού μικροσκοπίου σάρωσης (Scanning electron microscope, SEM) (FEI QUANTA 200, Oregon, USA). Η απεικόνιση έγινε με ανιχνευτή δευτερογενών ηλεκτρονίων (secondary electron imaging, SEI) υπό συνθήκες υψηλού κενού (πίεση θαλάμου 10^{-6} Torr-HV), δυναμικό επιτάχυνσης 20 kV, ένταση ρεύματος δέσμης 103 μ A και μεγέθυνση 200x. Σκοπός της μεθόδου ήταν ο εντοπισμός πιθανών κατασκευαστικών ατελειών στις επιφάνειες των συρμάτων και αγκυλίων που μελετήθηκαν.

2. Μελέτη της δομής και της στοιχειακής σύνθεσης των ορθοδοντικών αγκυλίων και συρμάτων

Τα ορθοδοντικά αγκύλια εγκιβωτίστηκαν σε εν ψυχρώ εποξική ρητίνη (EpoxyFix Kit, Struers Ballerup, Denmark) με τον επιμήκη άξονα κάθετα στο οριζόντιο επίπεδο ενώ τα σύρματα σε εν ψυχρώ πολυμεριζόμενη ακρυλική ρητίνη (VersoCit-2Kit, Struers, Denmark) παράλληλα. Για το σκοπό αυτό χρησιμοποιήθηκαν πλαστικές μήτρες έπειτα από την επάλειψη των τοιχωμάτων με βαζελίνη για τη διευκόλυνση αφαίρεσης του δοκιμίου μετά το πέρας της πήξης (Εικ. 4). Η αναλογία σκόνης υγρού κατά την μίξη των ρητινών ήταν σύμφωνη με τις οδηγίες του κατασκευαστή και επετεύχθη με τη χρήση αναλυτικού ζυγού. Έπειτα τα δοκίμια λειάνθηκαν σε μηχανήμα λείανσης (Dap-V, Struers) με γυαλόχαρτα καρβιδίου του πυριτίου μεγέθους κόκκων από 120 έως 4000 grit στις 300 στροφές/λεπτό και υπό συνεχή καταιονισμό νερού (Εικ. 5α). Κατά τη λείανση τα δοκίμια περιστρέφονταν κατά 90° προκειμένου να επιτευχθεί το δυνατόν ομοιόμορφη αποτριβή. Σε κάθε αλλαγή γυαλόχαρτου η ομοιομορφία και οι τυχόν ατέλειες ελέγχονταν με τη χρήση οπτικού μεταλλογραφικού μικροσκοπίου (Eclipse ME600L, Nikon-Kogaku, Tokyo, Japan) (Εικ. 5β,γ). Ακολούθησε η στίλβωση με ειδικά πανιά (Struers) σε συνδυασμό με μονοκρυσταλλική

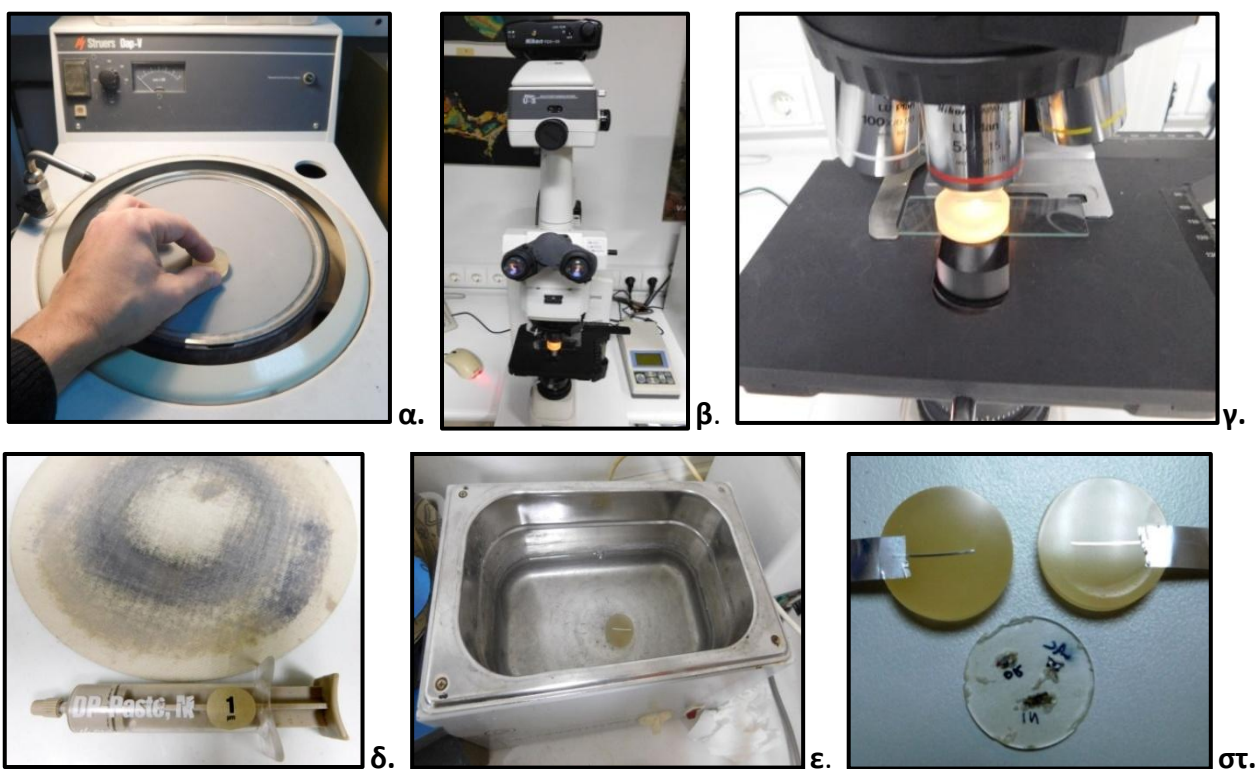
αδαμανταλοιφή (DP-Paste M, Struers) μεγέθους κόκκων από 3 έως 1 μm (Εικ. 5δ). Η προετοιμασία των δοκιμών ολοκληρώθηκε με τον καθαρισμό των επιφανειών σε λουτρό υπερήχων (Εικ. 5ε) και τη δημιουργία αγωγίμου κλειστού κυκλώματος με την τράπεζα του SEM επικολλώντας ταινία αλουμινίου στην περίπτωση των ορθοδοντικών συρμάτων (Scotch brand tape, St. Paul, MN, USA) (Εικ. 5στ).

Η μελέτη της επιφάνειας των διατομών πραγματοποιήθηκε με τη χρήση του HV-SEM και τη λήψη εικόνων δευτερογενούς εκπομπής (SEI) και οπισθοσκεδαζόμενων (Backscatter electron imaging, BEI) ηλεκτρονίων αντίθεσης ατομικού αριθμού (Εικ. 6). Οι εικόνες ανίχνευσης εκπομπής ηλεκτρονίων (SEI/BEI) ελήφθησαν κάτω από δυναμικό επιτάχυνσης 25 KV, έντασης ρεύματος δέσμης 102 μA , μεγέθυνση 500, 800, 1000, 3000x και παράθυρο δείγματος 130 μm x 130 μm που αντιστοιχεί σε μεγέθυνση 1000x.

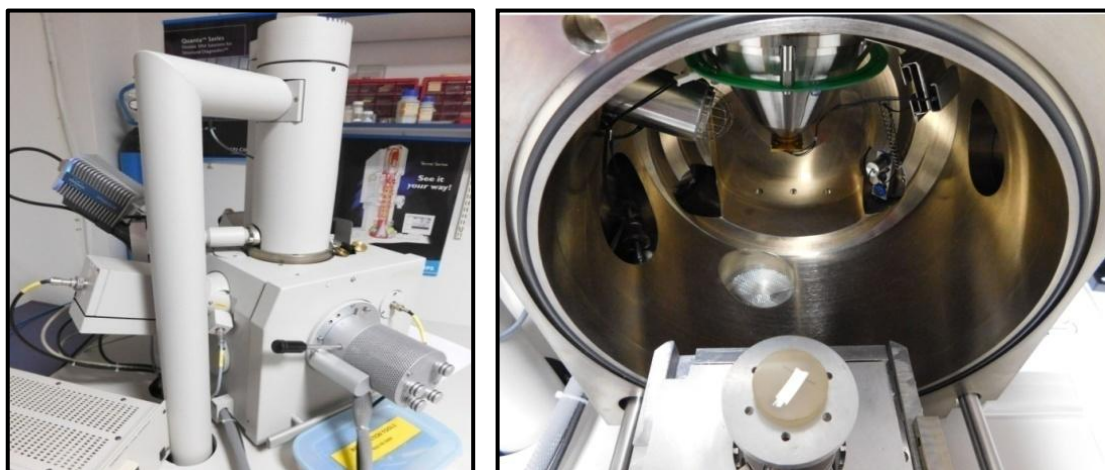
Ο στοιχειακός και ποσοτικός προσδιορισμός των υπό διερεύνηση υλικών έγινε με βοήθεια φασματοσκοπίας ενεργειακής διασποράς (X-ray energy-dispersive spectroscopy/EDS). Οι αναλύσεις έγιναν στο SEM που έφερε μονάδα EDS (Quantax 200, Bruker Nano, Berlin, Germany) και ανιχνευτή τύπου SDD (Silicon drift detector, Nano XFlash 6l10, Bruker). Η φασματοσκοπική ανάλυση διεξήχθη τόσο στα πτερύγια όσο και στη βάση των αγκυλίων καθώς και στις επιφάνειες των ορθοδοντικών συρμάτων υπό συνθήκες υψηλού κενού (High vacuum, HV), δυναμικό επιτάχυνσης 25 kV, έντασης ρεύματος δέσμης 102 μA , μεγέθυνση 500-1000x, παράθυρο δείγματος 130 μm x 130 μm για μεγέθυνση 1000x και χρόνο σάρωσης 200 s. Η στοιχειακή ανάλυση περιελάμβανε τόσο σημειακή ανάλυση (spot mode) όσο και ανάλυση επιφανειακής κατανομής (area mode). Ο ποσοτικός προσδιορισμός πραγματοποιήθηκε χωρίς τη χρήση προτύπων (standardless) με το λογισμικό Espirit (v. 1.9-Bruker) αφού έγιναν διορθώσεις ZAF (atomic number-absorption-fluorescence).



Εικόνα 4. Εγκιβωτισμός των υλικών σε ρητίνη.



Εικόνα 5. Διαδικασία προετοιμασίας εγκιβωτισμένων δοκιμίων. α). Λείανση, β,γ). Έλεγχος σε μεταλλογραφικό μικροσκόπιο, δ). Αδαμανταλοιφή και ειδικό πανί στίλβωσης, ε). Λουτρό υπερήχων, στ). Έτοιμα δοκίμια και συγκόλληση αγώγιμων ταινιών αλουμινίου στα εγκιβωτισμένα σύρματα.

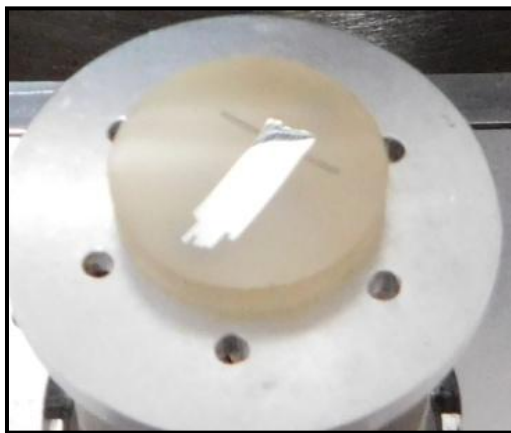


Εικόνα 6. Το ηλεκτρονικό μικροσκόπιο σάρωσης που χρησιμοποιήθηκε στη μελέτη.

3. Κρυσταλλική δομή

Η κρυσταλλική δομή των ορθογώνιων ορθοδοντικών συρμάτων τήξων διερευνήθηκε με περίθλαση ακτίνων-Χ (XRD). Για το σκοπό αυτό χρησιμοποιήθηκαν

10 τμήματα μήκους περίπου 10 mm από κάθε σύρμα, τοποθετημένα παράλληλα μεταξύ σε επαφή και εγκιβωτισμένα σε εποξική ρητίνη (EpoFix, Struers, Εικ. 7α). Η επιπεδότητα και η ακινητοποίηση των συρμάτων αυτών κατά τον εγκιβωτισμό επιτεύχθη έπειτα από την τοποθέτησή τους πάνω σε γυάλινη πλάκα και τη χρήση ενός σύρματος σε επαφή κάθετα με τον επιμήκη άξονά τους σε συνδυασμό με κυανοακρυλική κόλλα. Τα δοκίμια λειάνθηκαν με γυαλόχαρτα SiC έως 4000 grit και στιλβώθηκαν με αδαμανταλοιφή (DP Paste, Struers) 6, 3 και 1 μm . Οι μετρήσεις έγιναν στο περιθλασιόμετρο D8 Advance (Bruker, Karlsruhe, Germany, Εικ. 7β) υπό δυναμικό επιτάχυνσης 40 kV, ένταση ρεύματος δέσμης 40 mA, εύρος γωνίας 2 θ σάρωσης 2 θ =30-100°, ταχύτητα σάρωσης 0,02°/s και βήμα σάρωσης 0,02°.



α.



β.

Εικόνα 7. Μελέτη της κρυσταλλικής δομής α). Δοκίμιο αποτελούμενο από ορθοδοντικά σύρματα ορθογώνιας διατομής παράλληλα τοποθετημένα σε ακρυλική ρητίνη εγκιβωτισμού μετά από λείανση και στιλβωση, β). Η μονάδα σάρωσης και ανίχνευσης του περιθλασιόμετρου D8 Advance.

4. Ηλεκτροχημική δοκιμασία

Στη βάση των ορθοδοντικών αγκυλίων συγκολλήθηκαν με τη χρήση laser (Laser Star Tech. Co., Riverside, Rhode Island, USA) μεταλλικοί αγωγοί από ανοξείδωτο χάλυβα επαρκούς μήκους (Εικ. 8α). Οι αγωγοί αυτοί καθώς και τα ορθογώνια σύρματα μονώθηκαν με μη αγώγιμη φωτοπολυμεριζόμενη σύνθετη ρητίνη (Transbond XT, 3M Unitek, USA) και ελαστικό προκατασκευασμένο σωλήνα (Elastic Tube, GAC) με τη βοήθεια μεγεθυντικού φακού 4x (Εικ. 8β). Συγκεκριμένα, η σύνθετη

ρητίνη τοποθετήθηκε σε όλη την οπίσθια επιφάνεια της βάσης του ορθοδοντικού άγκιστρου καλύπτοντας πλήρως την περιοχή της συγκόλλησης, σε 1 mm στην πρόσθια επιφάνεια του αγκυλίου καθώς και σε 10 mm του μήκους του συρμάτινου αγωγού. Το υπόλοιπο του προς μόνωση αγωγού, περιβλήθηκε με προκατασκευασμένη σωληνοειδή ελαστική επικάλυψη. Η μόνωση των ορθογώνιων συρμάτων έγινε με παρόμοιο τρόπο αφήνοντας 8 mm ελεύθερο σύρμα για να έλθει σε επαφή με το ηλεκτρολυτικό διάλυμα.

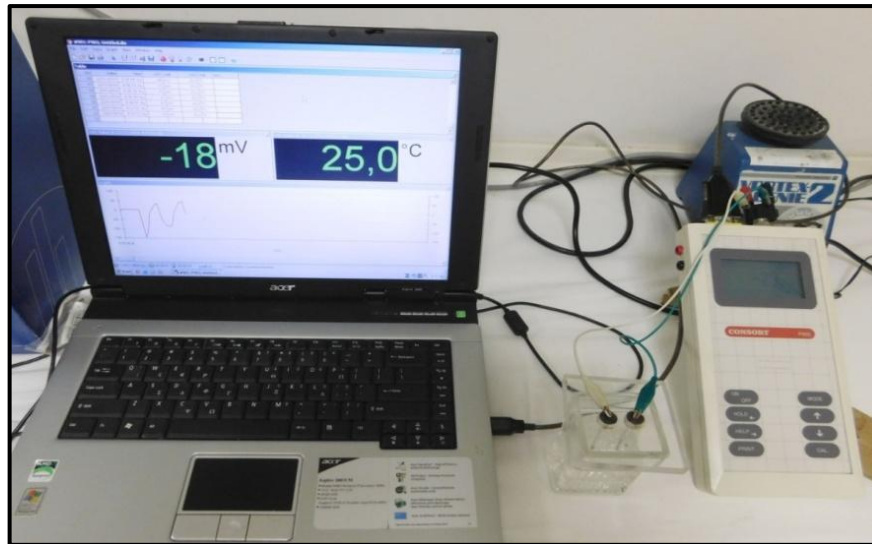
Η κατασκευή του ηλεκτροχημικού στοιχείου και η μέτρηση της διαφοράς δυναμικού διενεργήθηκαν σύμφωνα με τις οδηγίες του ASTM G71-81 (reapproved 2009). Συγκεκριμένα: 1). Ο λόγος των εκτεθειμένων επιφανειών στον ηλεκτρολύτη προσέγγιζε τις κλινικές συνθήκες ($17,33 \text{ mm}^2$ ορθογώνιου ορθοδοντικού σύρματος/προστομιακή επιφάνεια ορθοδοντικού άγκιστρου), 2). Ο όγκος του ηλεκτρολύτη ρυθμίστηκε σύμφωνα με την αναλογία $40 \text{ cm}^3/1 \text{ cm}^2$ μεταλλικής επιφάνειας (~55 ml), 3). Η απόσταση των υπό διερεύνηση μεταλλικών επιφανειών ήταν 10 mm, 4). Η διεξαγωγή του πειράματος έγινε σε συνθήκες θερμοκρασίας δωματίου (25°C), 5). Οι μετρήσεις της διαφοράς δυναμικού πραγματοποιήθηκαν για 48 h ανά 10 s δεδομένου ότι προπαρασκευαστικές μετρήσεις έδειξαν ότι η ισορροπία-σταθερότητα της διαφοράς του δυναμικού (plateau phase) επιτυγχάνεται σε πολύ συντομότερο χρονικό διάστημα, 6). Το κάθε ζεύγος υποβλήθηκε σε μετρήσεις δύο φορές και σε τρίτη μόνο αν υπήρχαν έντονες διαφορές μεταξύ των δύο πρώτων, 7). Οι εκτεθειμένες επιφάνειες πριν την τοποθέτησή τους στο ηλεκτρολυτικό διάλυμα καθαρίστηκαν με ακετόνη προκειμένου να αφαιρεθούν τυχόν οργανικές προσμίξεις και 8). Ο περιορισμός της εξάτμισης του ηλεκτρολύτη επετεύχθη με τη χρήση ειδικού σκέπαστρου.

Όσον αφορά τα ηλεκτρολυτικά διαλύματα χρησιμοποιήθηκαν διαλύματα χλωριόντων και φθοριόντων. Συγκεκριμένα, παρασκευάστηκε όξινο υδατικό διάλυμα γαλακτικού οξέος 0,1M (10,95g) και NaCl 0,1M (5,95g) με $\text{pH}=2,3$ (επιβεβαιωμένο με τη χρήση οξύμετρου) σύμφωνα με τις οδηγίες του ISO 10271 (4.1.5/2011). Ο δεύτερος ηλεκτρολύτης ήταν υδατικό διάλυμα 0,3% NaF με $\text{pH}=6,5$, το οποίο αντιστοιχεί σε 1394 ppm ιόντων F^- . Στα δύο αυτά διαλύματα το νερό που χρησιμοποιήθηκε ήταν απιονισμένο.

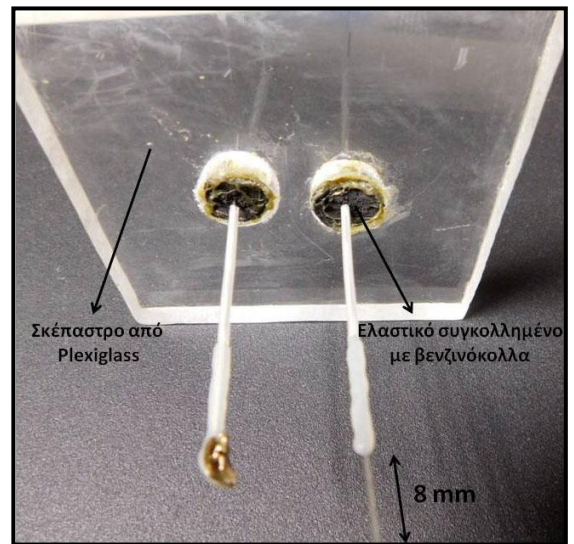
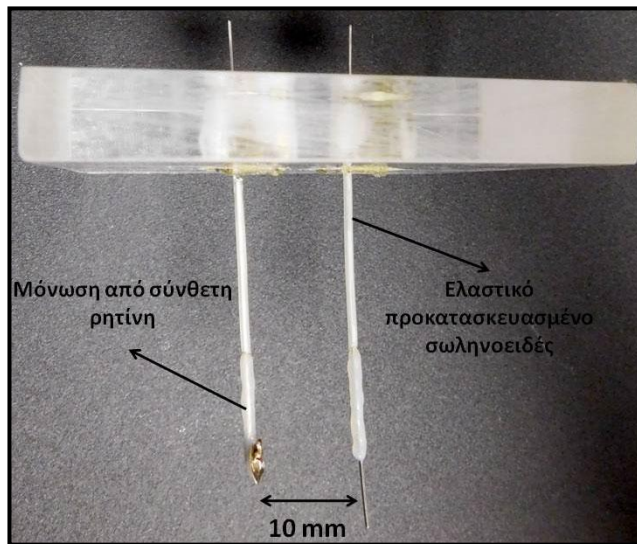
Η πειραματική διάταξη αποτελούνταν από ένα ηλεκτροχημικό στοιχείο που περιελάμβανε ένα γυάλινο σκεπαζόμενο δοχείο με τον ηλεκτρολύτη και τα ηλεκτρόδια-ορθοδοντικά κράματα, μία συσκευή μέτρησης διαφοράς δυναμικού (Consort P903, Turnhout, Belgium) και ένα φορητό υπολογιστή (Εικ. 9α). Οι συρμάτινοι αγωγοί διαπερνούσαν το μαλακό ελαστικό του σκέπαστρου και προσαρμόζονταν σε κατάλληλο ύψος προκειμένου η μόνωση με σύνθετη ρητίνη να μην υπερκεραστεί από το ηλεκτρολυτικό διάλυμα (Εικ. 9β). Τα ελεύθερα άκρα των συρμάτινων αγωγών άνωθεν του σκέπαστρου συνδέονταν κάθε φορά για λόγους ευκολίας μέσω μονωμένων καλωδίων με τον θετικό πόλο του βολτόμετρου για το άγκιστρο και τον αρνητικό για το ορθογώνιο σύρμα αντίστοιχα (Εικ. 9γ). Τα χείλη του γυάλινου δοχείου επικαλύπτονταν με λεπτό στρώμα βαζελίνης προκειμένου το δοχείο να σφραγιστεί ερμητικά προκειμένου να μην εξατμίζεται ο ηλεκτρολύτης. Η μέτρηση της διαφοράς δυναμικού πραγματοποιήθηκε με τη χρήση του λογισμικού Consort NV Software (Consort, Belgium). Συνολικά, έξι διαφορετικοί συνδυασμοί ορθοδοντικών αγκυλίων-συρμάτων τοποθετήθηκαν στα δύο διαφορετικά ηλεκτρολυτικά διαλύματα για το απαραίτητο χρονικό διάστημα σταθεροποίησης της διαφοράς δυναμικού (plateau). Μετά τη λήψη των δεδομένων, αφαιρέθηκε ο θόρυβος και έγινε η γραφική παράσταση των μεταβολών συναρτήσει του χρόνου.



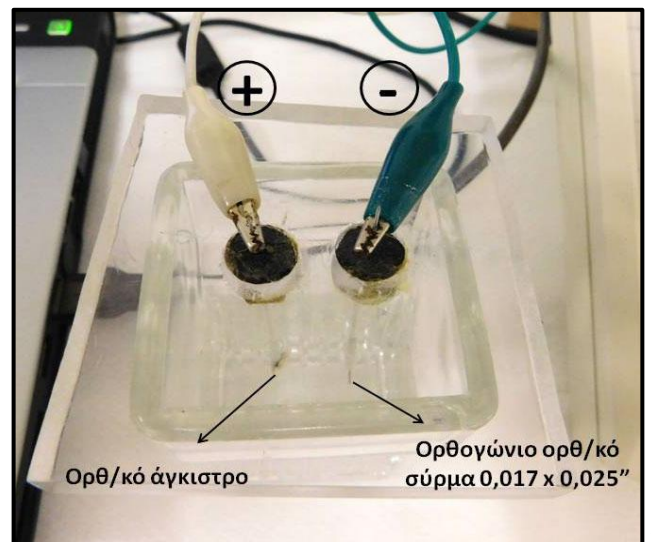
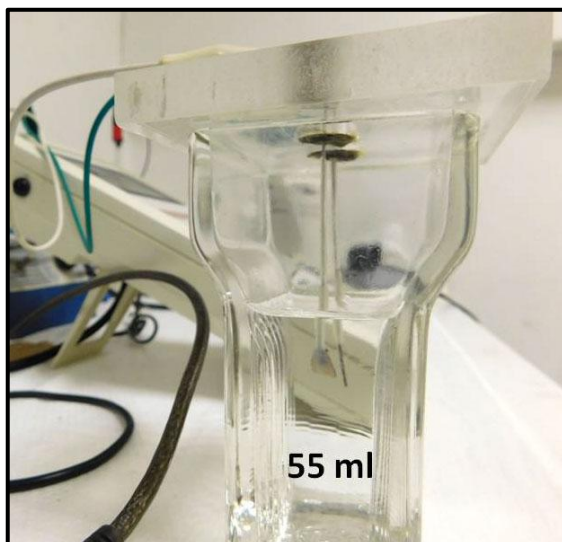
Εικόνα 8. Διαδικασία παρασκευής δοκιμίων για την ηλεκτροχημική δοκιμασία (α1-5). Συγκόλληση μεταλλικών συρμάτων αγωγών με τη χρήση laser (β1-5). Μόνωση των μεταλλικών δοκιμίων με την τοποθέτηση μη αγώγιμης φωτοπολυμεριζόμενης σύνθετης ρητίνης σε συνδυασμό με προκατασκευασμένη σωληνοειδή ελαστική επικάλυψη.



α.



β.



γ.

Εικόνα 9. Η ηλεκτροχημική διάταξη που χρησιμοποιήθηκε α). Πειραματική διάταξη αποτελούμενη από ένα PC, ένα ηλεκτροχημικό στοιχείο και ένα βολτόμετρο, β). Σκέπαστρο από plexiglass με ελαστικούς κυλίνδρους που επιτρέπουν τη δίοδο και στήριξη των μεταλλικών αγωγών γ). Σύνδεση του ηλεκτροχημικού στοιχείου με τους πόλους του βολτόμετρου.

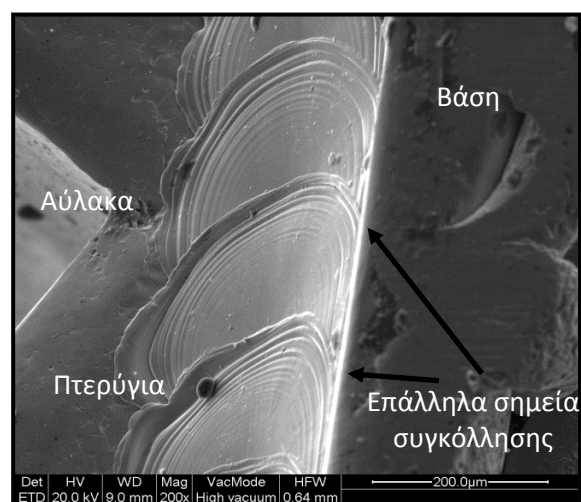
Αποτελέσματα:

1. Μελέτη της μορφολογίας των ορθοδοντικών αγκυλίων και συρμάτων

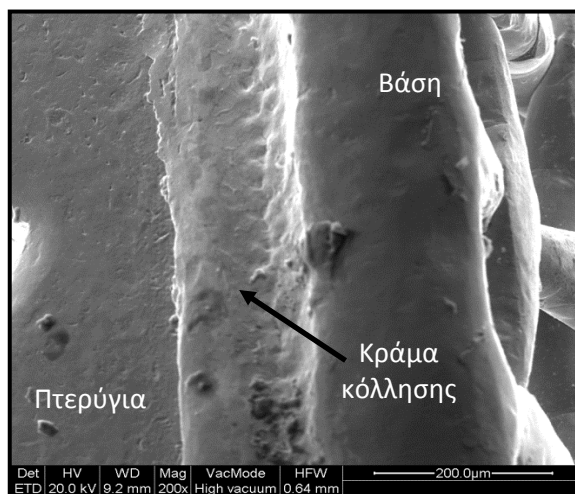
Η μελέτη της επιφάνειας από τις ληφθείσες εικόνες εκπομπής δευτερογενών ηλεκτρονίων (SEI) έδειξε ότι τα κράματος χρυσού αγκύλια Incognito είναι ενιαία (one piece) (Εικ. 10α) σε αντιδιαστολή με τα ανοξείδωτου χάλυβα που χαρακτηρίζονται από δύο τμήματα (two piece brackets). Στην περίπτωση των αγκυλίων In-Ovation τα πτερύγια και η βάση συγκολλούνται σημειακά (Εικ. 10β) ενώ στα STb ενώνονται με τη διαμεσολάβηση κράματος κόλλησης (Εικ. 10γ). Όσον αφορά τα ορθοδοντικά σύρματα δεν παρουσιάζουν εξωτερικές κατασκευαστικές ατέλειες όπως, ρωγμές και πόρους (Εικ. 11α,β).



α.

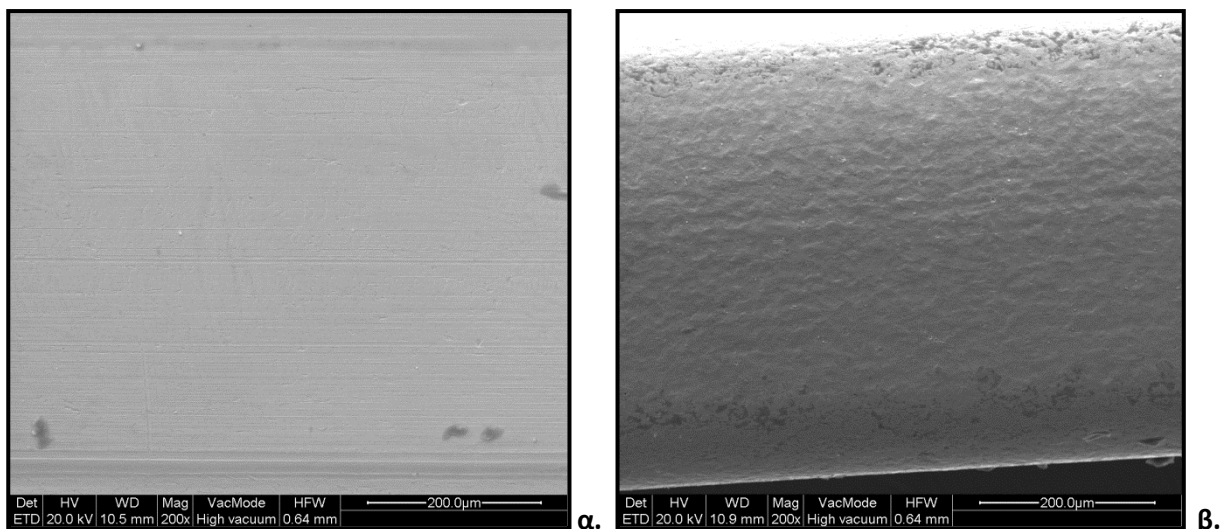


β.



γ.

Εικόνα 10. Εικόνες (SEI) της επιφάνειας των ορθοδοντικών αγκυλίων: α). Incognito, τα οποία χαρακτηρίζονται από ενιαία κατασκευή (one-piece bracket), β). In-Ovation L, τα οποία παρουσιάζουν δομή δύο τμημάτων (two-piece brackets) συγκολλημένα σημειακά, γ). STb, τα οποία κατασκευάζονται από δύο τμήματα (two-piece brackets) συγκολλημένα με κράμα κόλλησης (μεγέθυνση 200x, κλίμακα 200μm).



Εικόνα 11 α,β. Εικόνες SEI της επιφάνειας των ορθοδοντικών συρμάτων από ανοξείδωτο χάλυβα (SS-Forestadent) (α) και Neosentalloy (β), μεγέθυνση 200x, κλίμακα 200µm.

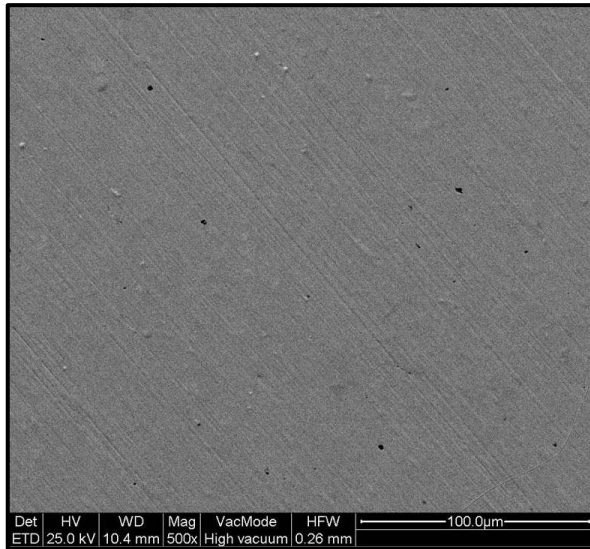
2. Μελέτη της δομής και της στοιχειακής σύνθεσης των ορθοδοντικών αγκυλίων και συρμάτων

Η μελέτη της επιφάνειας της διατομής των ορθοδοντικών αγκυλίων Incognito από τις ληφθείσες εικόνες (SEI) έδειξε ότι είναι ενιαία επιβεβαιώνοντας τα αποτελέσματα των προηγούμενων μετρήσεων. Από την άλλη πλευρά, ο αριθμός περιοχών μέσης ατομικής αντίθεσης στις εικόνες (BEI) οδηγεί στο συμπέρασμα ότι τα αγκύλια αυτά ενσωματώνουν τρεις φάσεις τόσο στα πτερύγια όσο και στη βάση τους. Η φάση με το μικρότερο μέσο ατομικό αριθμό (X) έχει ωοειδές σχήμα και μαζί με τη βαρύτερη (B) ακανόνιστης μορφής είναι διεσπαρμένες στην μήτρα, η οποία παρουσιάζει ενδιάμεση αντίθεση μεσου ατομικού αριθμού (E) (Εικ. 12).

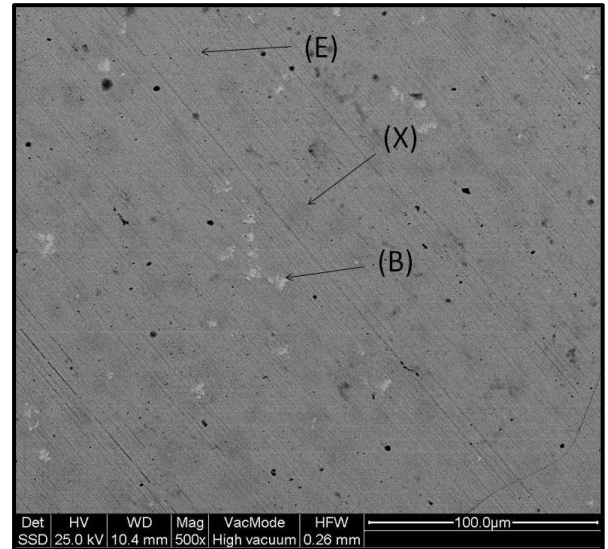
Τα αγκύλια In-Ovation L (δύο τμημάτων) χαρακτηρίζονται από τρεις φάσεις στη βάση τους ενώ στα πτερύγια από μία φάση. Η Εικ. 13 δείχνει την πολυγωνική φάση χαμηλής ατομικής αντίθεσης (X) να βρίσκεται διεσπαρμένη στην ενδιάμεση μήτρα (E) και την υψηλού μέσου ατομικού αριθμού (B) αν και ελάχιστης έκτασης στα όρια των δύο.

Τα αγκύλια STb είναι μονοφασικά και χαρακτηρίζονται ως δύο τμημάτων, τα οποία ενώνονται μεταξύ τους με τη χρήση χρυσοκράματος (Εικ. 14).

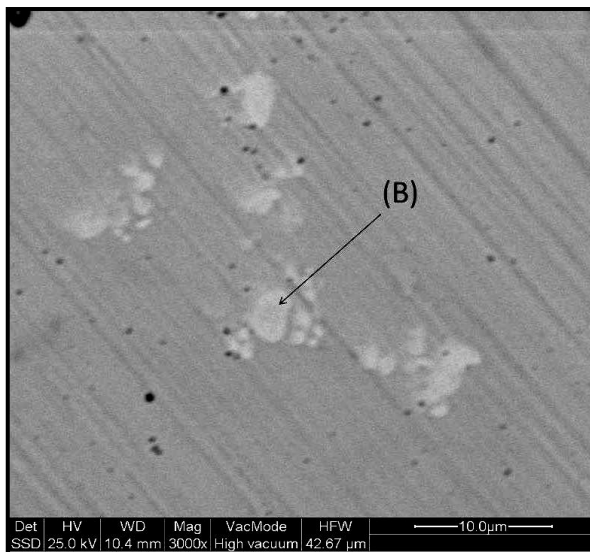
Τα ανοξείδωτου χάλυβα (SS-Forestadent) και NiTi (Neosentalloy-GAC) ορθογώνια ορθοδοντικά σύρματα δεν παρουσιάζουν αντίθεση μέσου ατομικού αριθμού (Εικ. 15)



α.

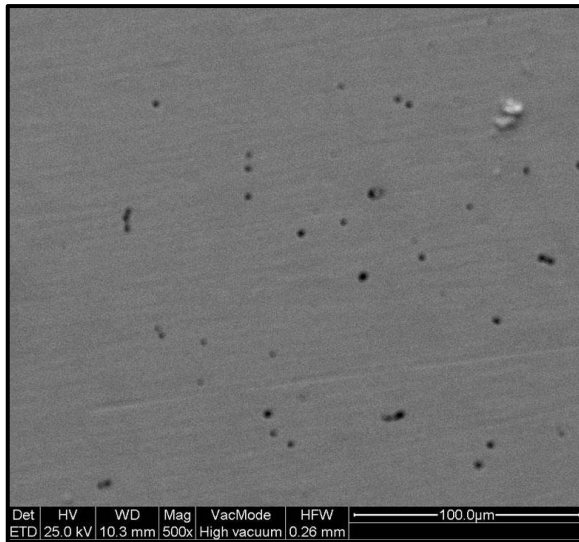


β.

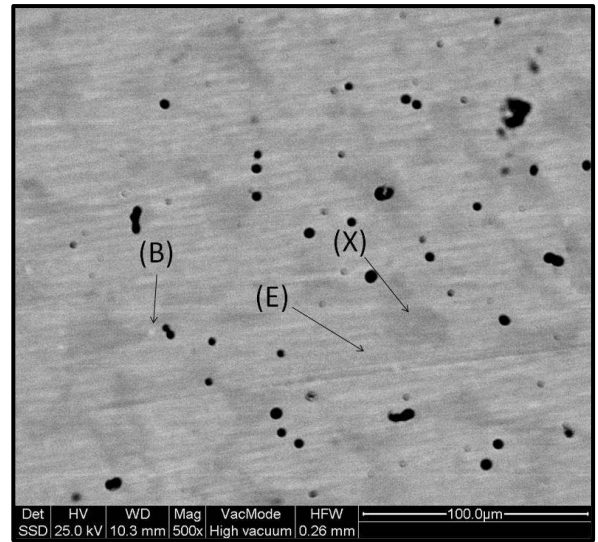


γ.

Εικόνα 12. α). Εικόνα (SEI) των ορθοδοντικών αγκυλίων Incognito που δείχνουν την ενιαία δομή (μεγέθυνση 500x, κλίμακα 100 μm), β). Εικόνα (BEI) με τις φάσεις υψηλού (B) ενδιάμεσου (E) και χαμηλού (X) μέσου ατομικού αριθμού (μεγέθυνση 500x, κλίμακα 100 μm), γ). Η φάση B σε μεγαλύτερη μεγέθυνση (μεγέθυνση 3000x, κλίμακα 10 μm).

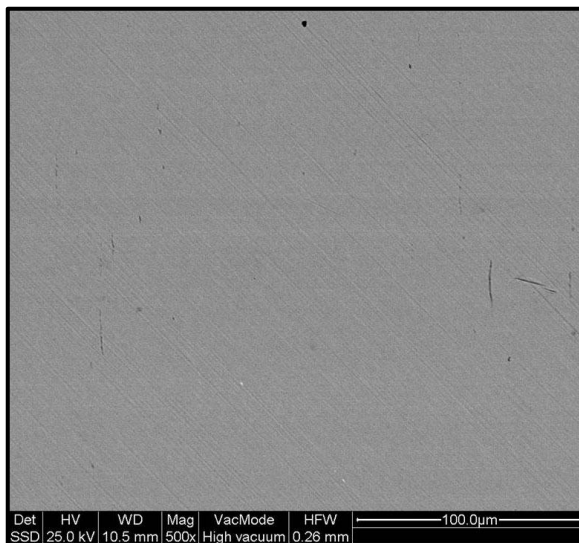


α.

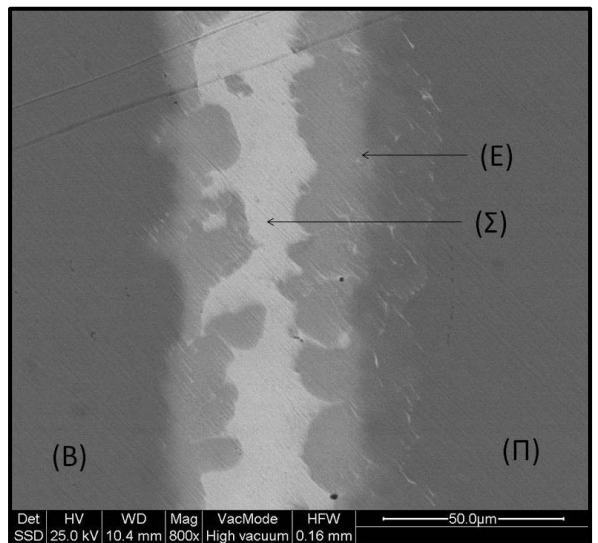


β.

Εικόνα 13. Εικόνες από τα αγκύλια In-Ovation L. α). Εικόνα (SEI) από την περιοχή των πτερυγίων που δείχνει τη μονοφασική φύση του κράματος (μεγέθυνση 500x, κλίμακα 100μm) γ). Εικόνα (BEI) της περιοχής της βάσης με την υψηλού (B) ενδιάμεσου (E) και χαμηλού (X) ατομικού αριθμού φάση (μεγέθυνση 500x, κλίμακα 100μm).

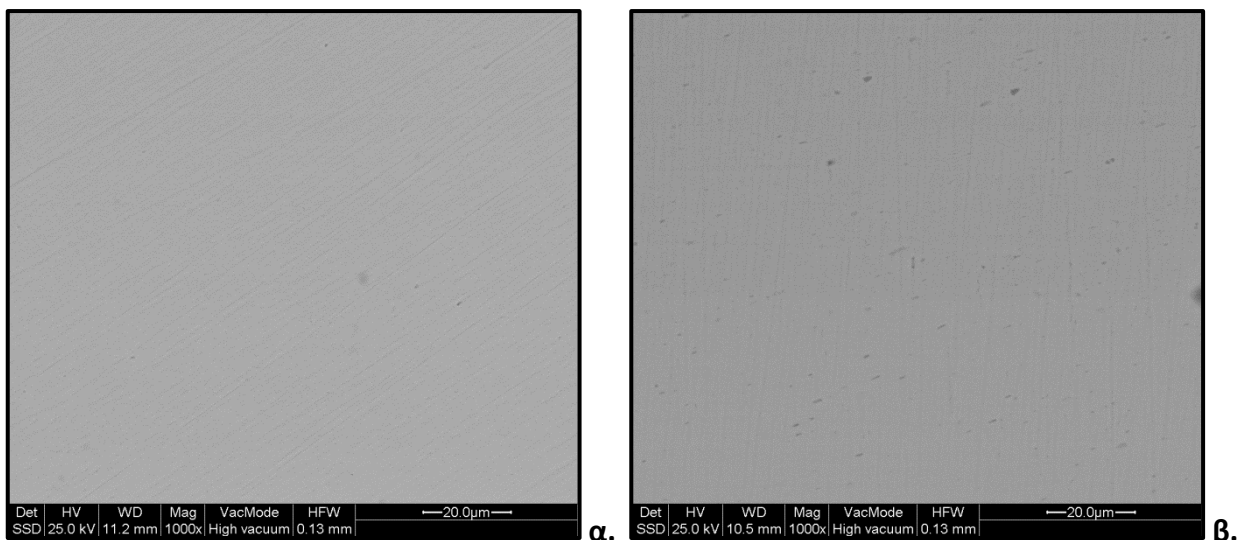


α.



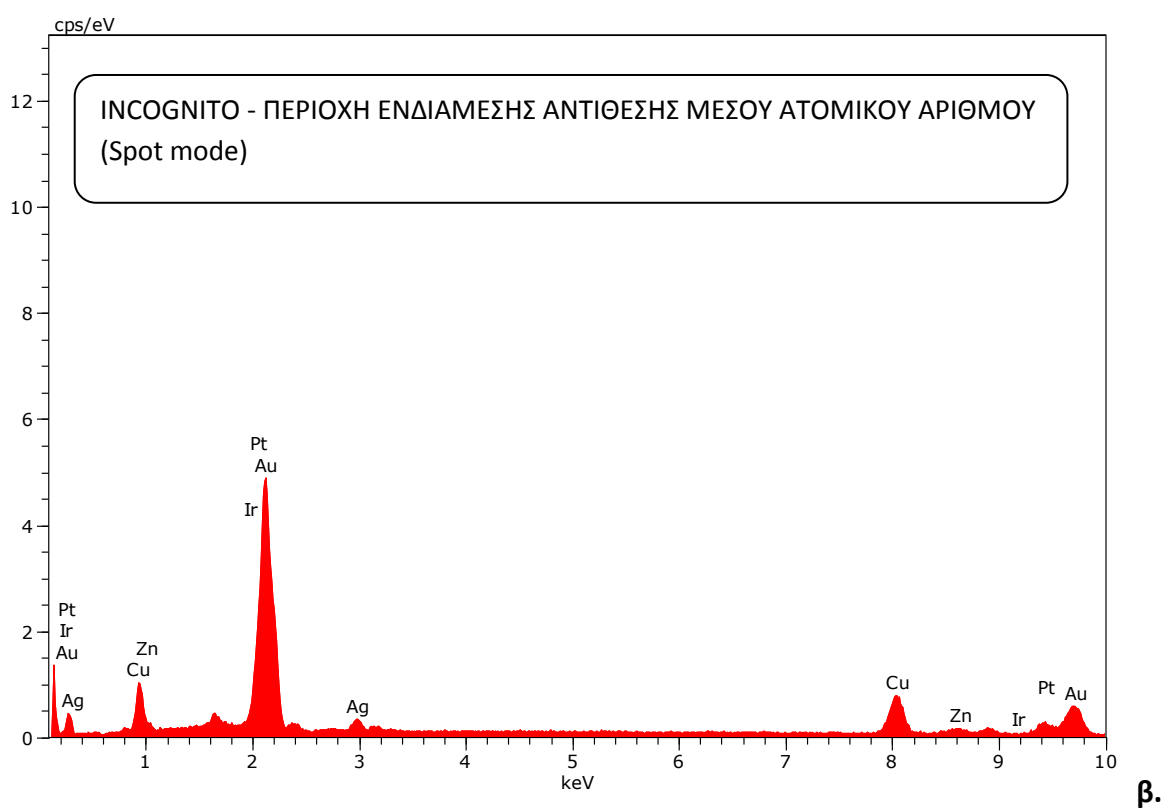
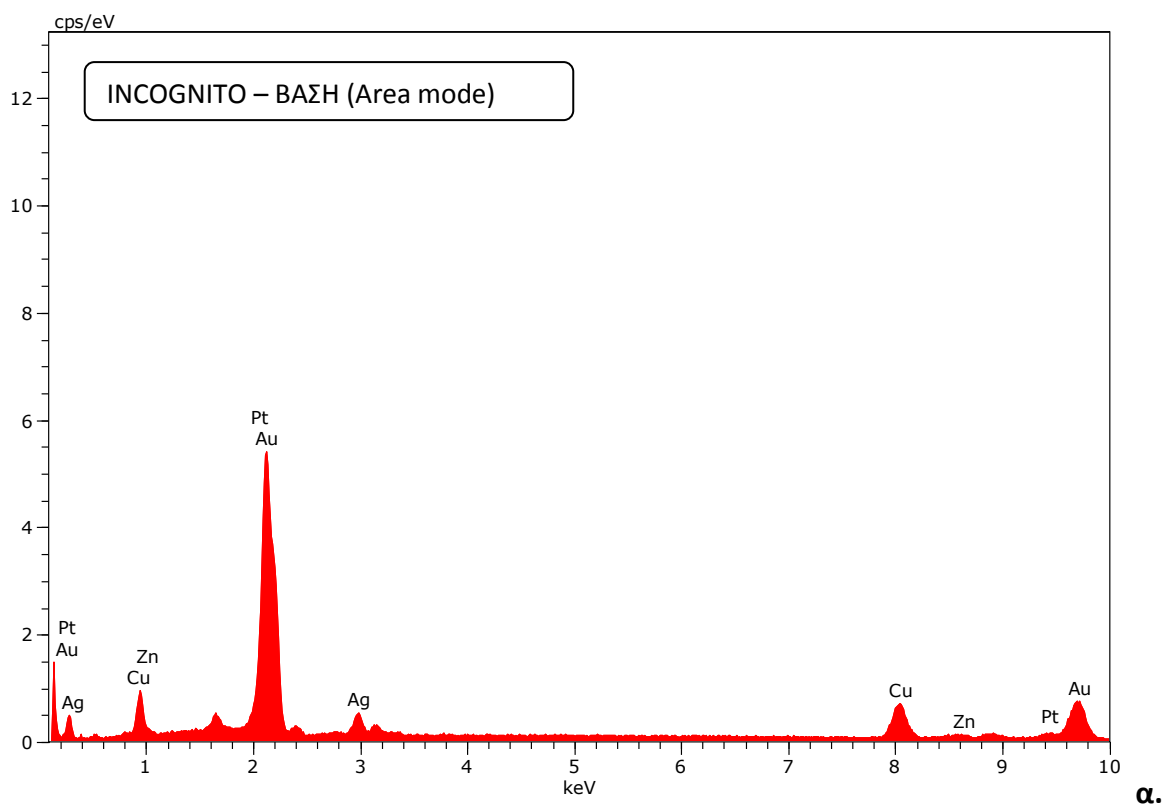
β.

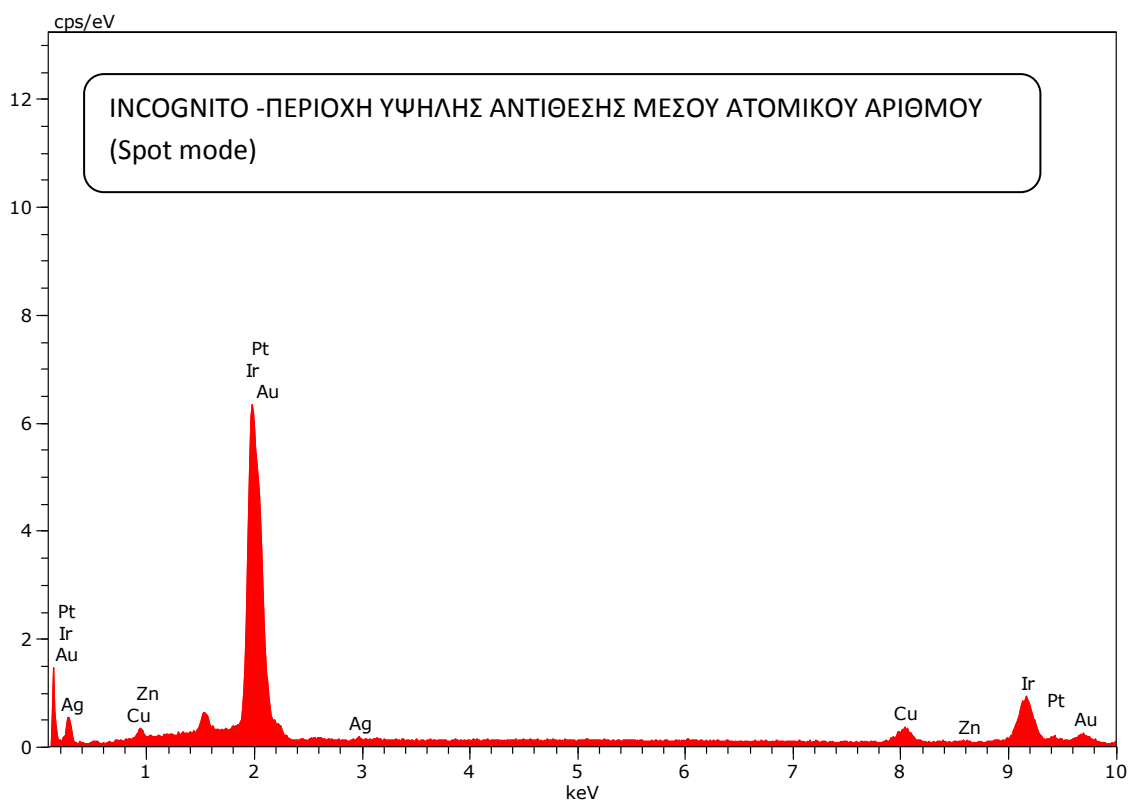
Εικόνα 14. Εικόνες από τα αγκύλια STb. α). Εικόνα (BEI) από την περιοχή των πτερυγίων του αγκίστρου STb, η οποία δείχνει τη μονοφασική φύση του κράματος (μεγέθυνση 500x, κλίμακα 100μm), β). Εικόνα BEI της περιοχής ένωσης της βάσης με τα πτερύγια όπου φαίνεται το κράμα συγκόλλησης (Σ), η ενδιάμεση ζώνη διάχυσης των ατόμων (E), τα μονοφασικά κράματα της βάσης (B) και των πτερυγίων (Π) (μεγέθυνση 800x, κλίμακα 50μm).



Εικόνα 15. Εικόνες των ορθοδοντικών συρμάτων. α). Εικόνα (BEI) σύρματος (Forestadent SS) που χαρακτηρίζεται από την απουσία αντίθεσης μέσου ατομικού αριθμού (μεγέθυνση 1000x, κλίμακα 20μm), β). Εικόνα (BEI) σύρματος NeoSentallloy χωρίς περιοχές διαφορετικού μέσου ατομικού αριθμού (μεγέθυνση 1000x, κλίμακα 20μm).

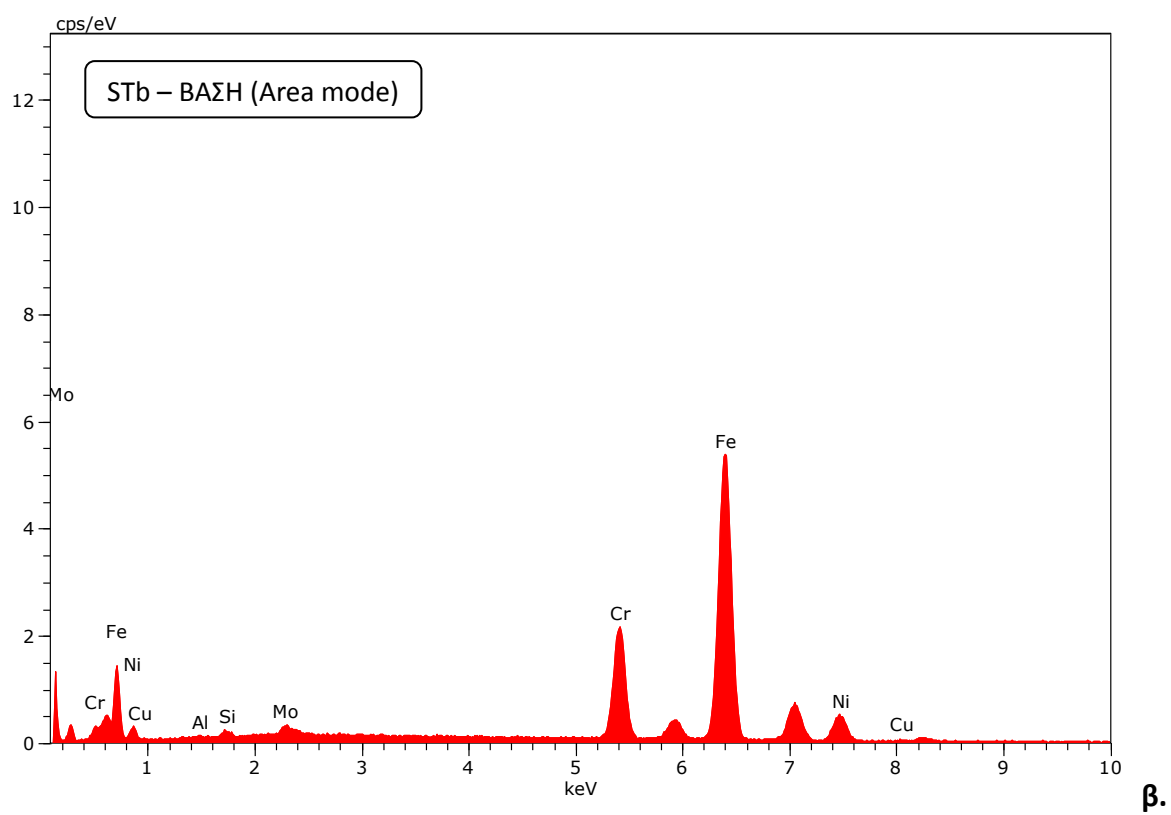
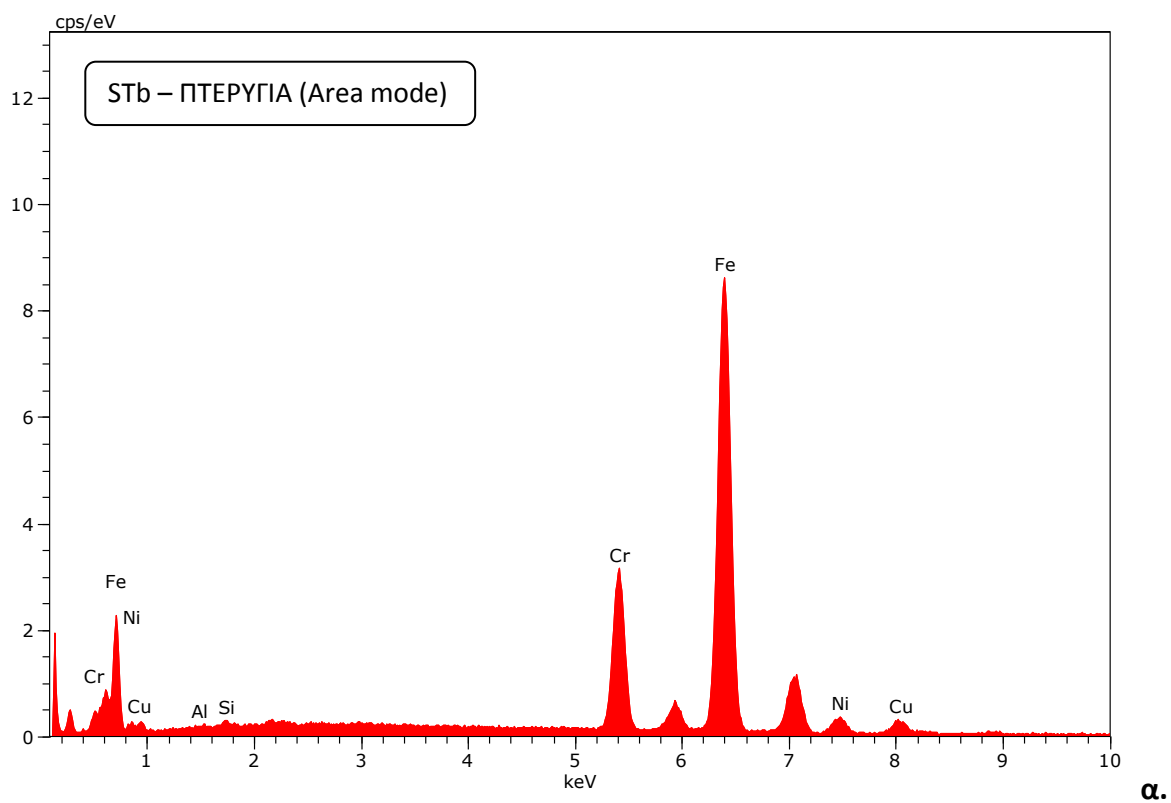
Η ποιοτική και ποσοτική σύσταση των κραμάτων όπως αυτή προσδιορίστηκε από τη φασματοσκοπική ανάλυση διασποράς ενέργειας ακτίνων-Χ (Εικ. 16-19) παρουσιάζεται στον πίνακα 8 και απεικονίζεται στη στοιχειακή χαρτογράφηση (Εικ. 20,21). Τα αγκύλια Incognito είναι ενός τμήματος (one piece) και αποτελούνται από μέσης περιεκτικότητας κράμα Au ενώ τα δύο τμημάτων In-Ovation L και STb από κράμα χάλυβα παρόμοιας σύστασης. Τα πτερύγια και η βάση των αγκυλίων In-Ovation L είναι συγκολλημένα χωρίς την παρεμβολή κόλλησης ενώ τα STb με χρυσοκόλληση. Όσον αφορά τα ορθοδοντικά σύρματα, αποτελούνται από ανοξείδωτο χάλυβα 18/8 (Forestadent) και ισατομικό κράμα NiTi (Neosentalloy).

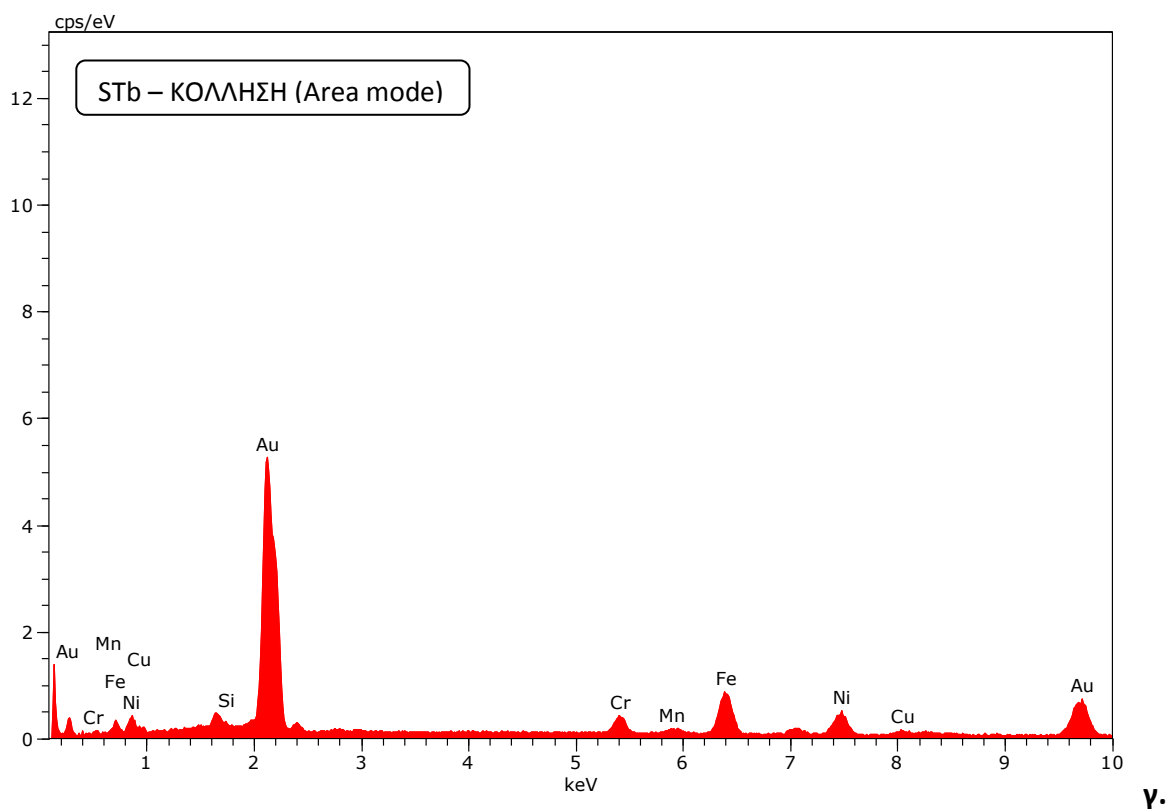




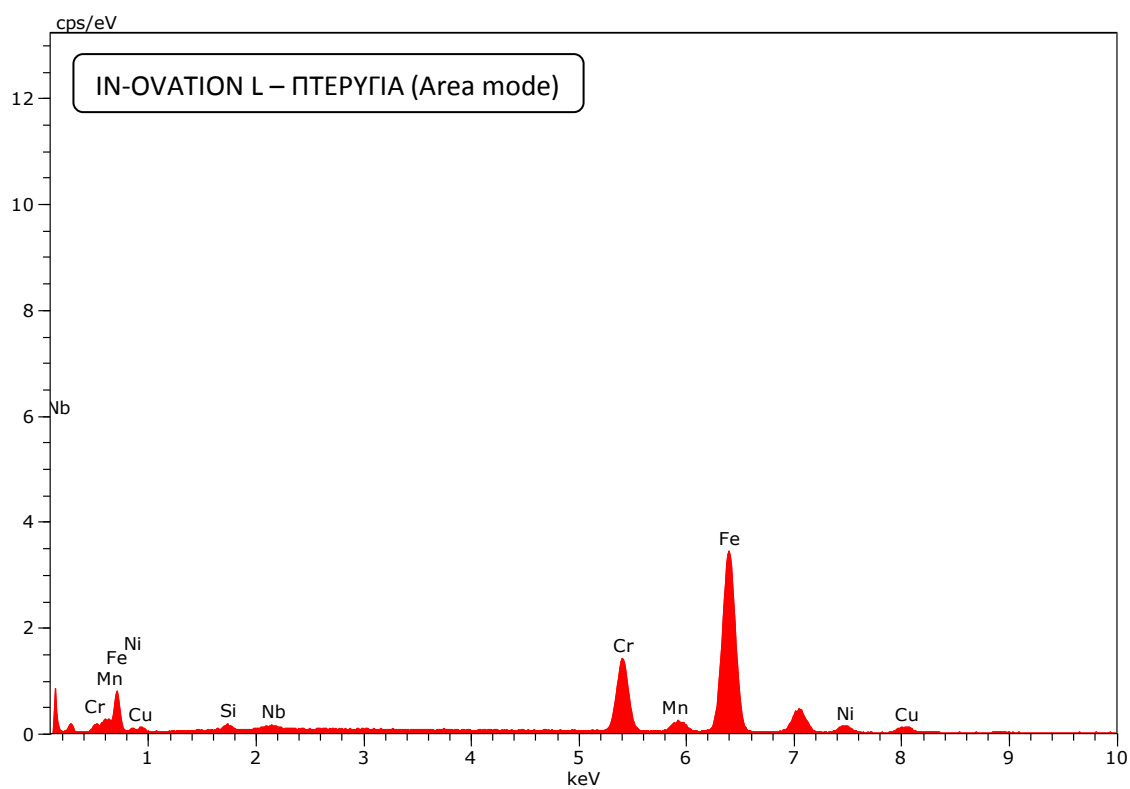
γ.

Εικόνα 16. Εικόνες φάσματος EDX του ορθοδοντικού αγκίστρου Incognito. α). Φάσμα από την περιοχή της βάσης (area mode), β). Φάσμα από την ενδιάμεσης αντίθεσης μέσου ατομικού αριθμού περιοχή (spot mode), γ.), Φάσμα από την υψηλής αντίθεσης μέσου ατομικού αριθμού περιοχή (spot mode).

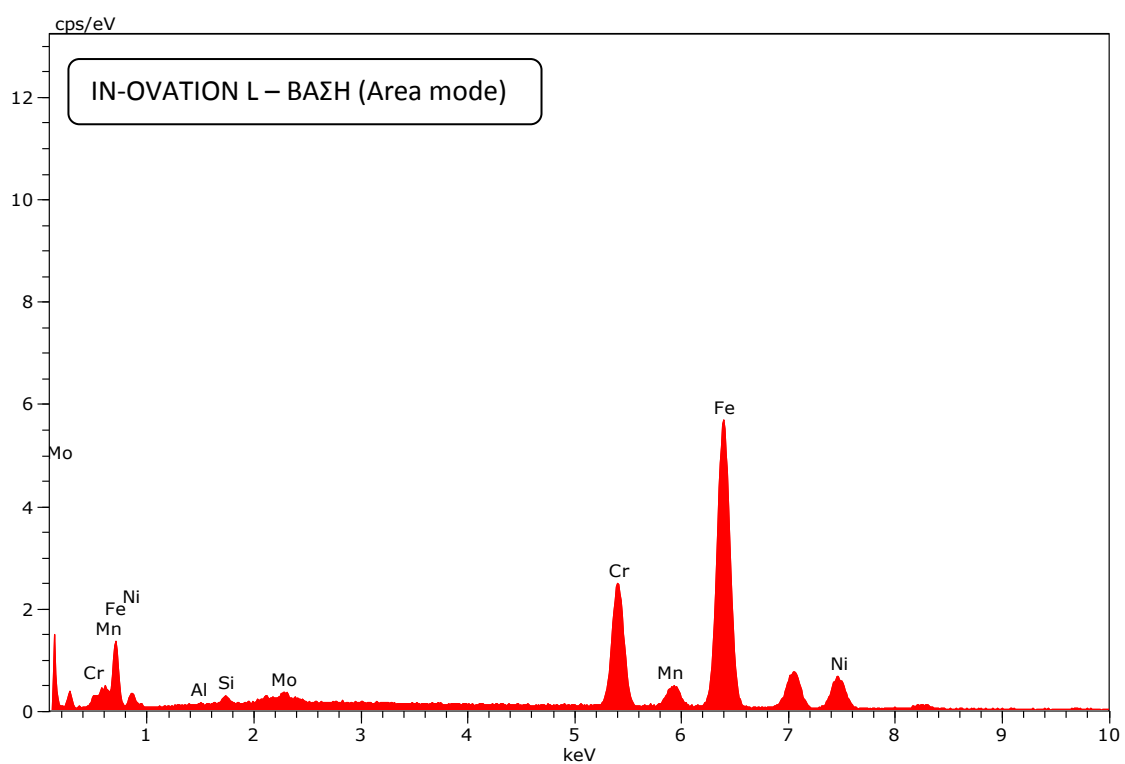




Εικόνα 17. Φάσματα EDX ανάλυσης περιοχής (area mode) από τα πτερύγια (α), τη βάση (β) και το κράμα της κόλλησης (γ) των ορθοδοντικών αγκυλίων STb.

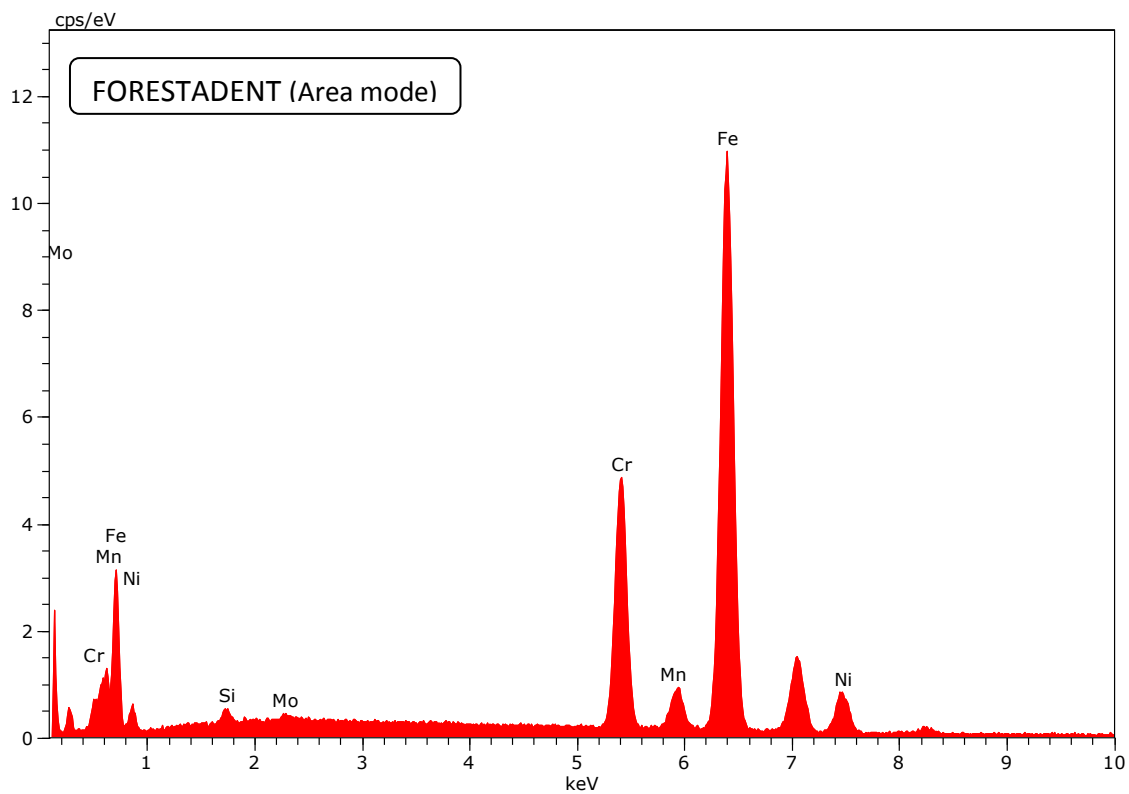


α.

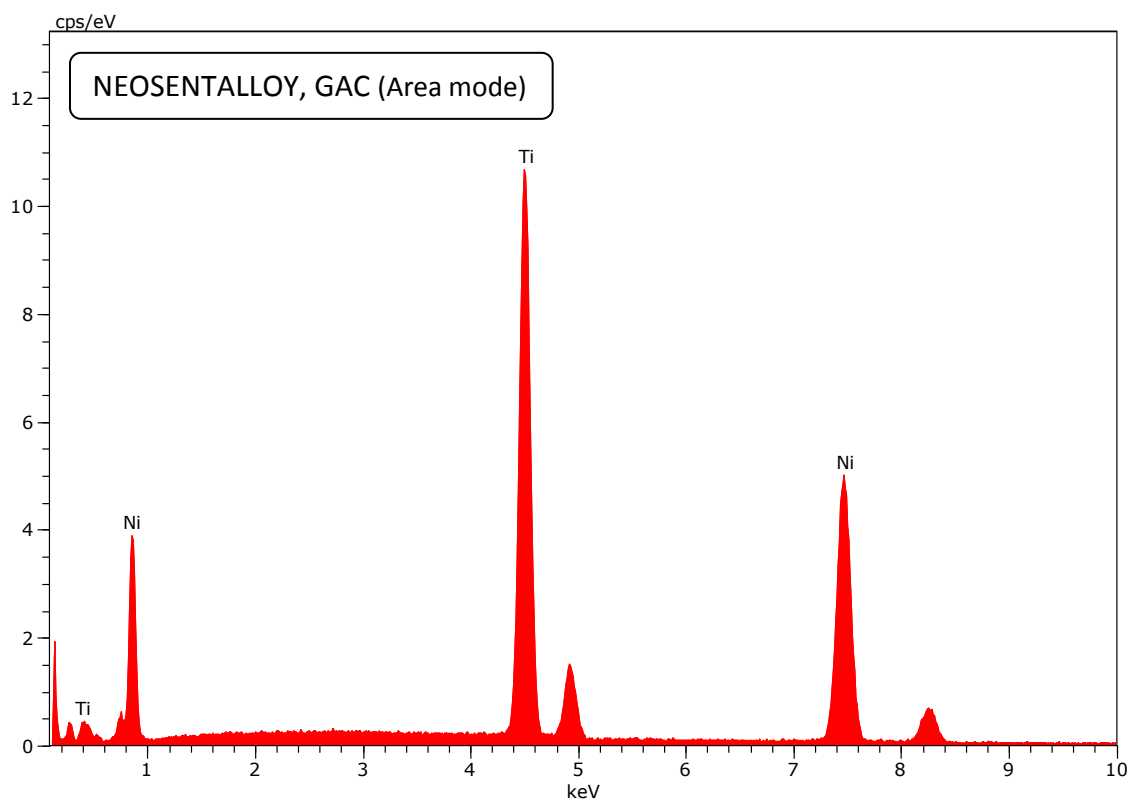


β.

Εικόνα 18. Φάσματα EDX ανάλυσης περιοχής (area mode) από τα πτερύγια (α) και τη βάση (β) των ορθοδοντικών αγκυλίων In Ovation L.



α.

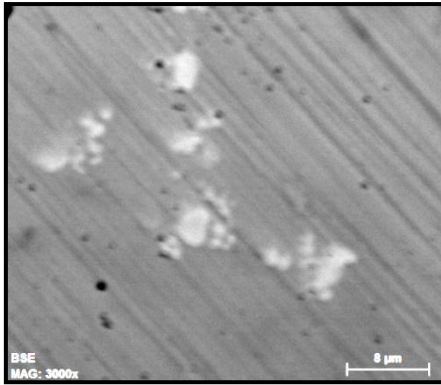


β.

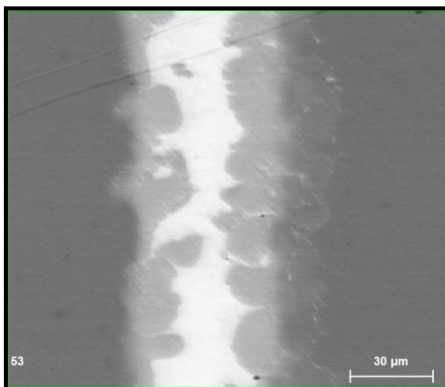
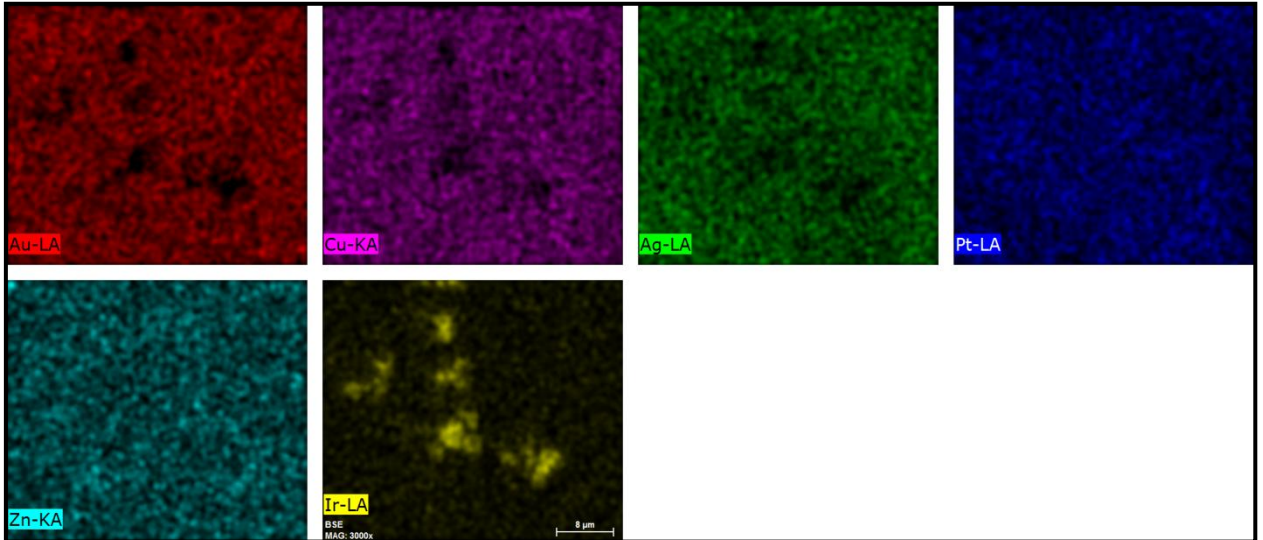
Εικόνα 19. Φάσματα EDX ανάλυσης περιοχής (area mode) από τις επιφάνειες των ορθοδοντικών συρμάτων κράματος ανοξειδωτου χάλυβα (α) και NiTi (β).

Πίνακας 8. Ποσοστιαία κ.β. ποσοτική στοιχειακή ανάλυση της επιφάνειας διατομής των υπό διερεύνηση ορθοδοντικών κραμάτων με (SEM/EDS). Μέσες τιμές (n=5) των στοιχείων με την τυπική απόκλιση να είναι μικρότερη των 0,6 και έχουν παραληφθεί για λόγους ευκρίνειας.

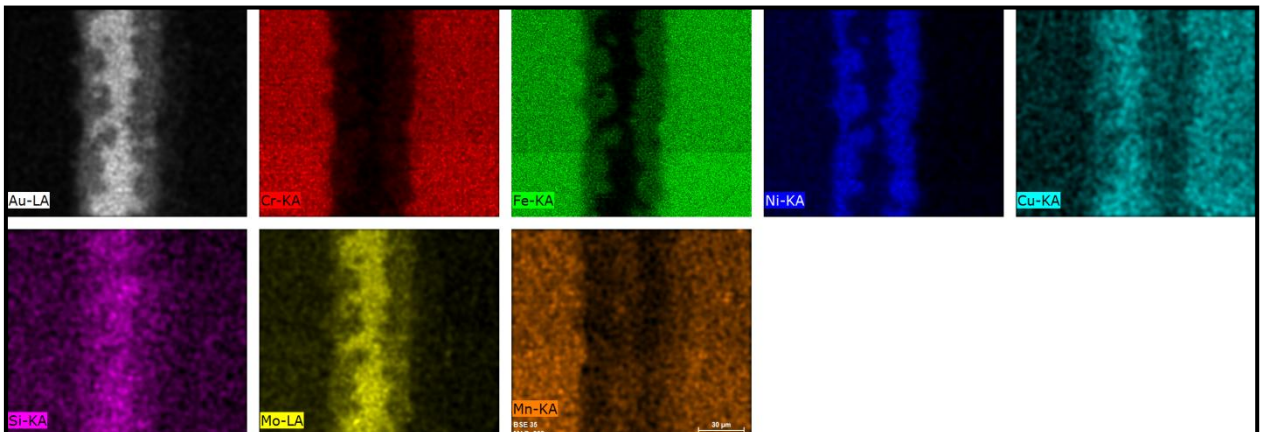
Στοιχεία	Incognito Wing & Base	Incognito matrix	Incognito heavy phase	InOvation L/ Wing	InOvation L/ Base	STB-L/ Wing	STB-L/ Base	STB-Brazing	Stainless Steel wire/ Forestad.	NiTi NeoSentalloy GAC
Fe				73	67,7	76,7	71,1	12,3	72,2	
Cr				16,7	17,1	15,3	16,4	3,5	18,2	
Ni				4	11,5	3,9	9,6	7,8	7,6	52,5
Cu	13	15,4	4,1	4,3		3,8	0,2	1,4		
Mo					2		2		0,4	
Mn				0,5	1			0,4	0,8	
Si				0,7	0,6	0,3	0,4	0,2	0,6	
Al					0,1		0,2			
Au	69,6	58,4	15,6					74,3		
Ag	7,4	4	0,4							
Pt	8,3	19,5	8,7							
Zn	1,2	2,4	0,3							
Ti										47,5
Ir	0,5	0,3	70,7							
Nb				1						



Εικόνα 20. Στοιχειακή κατανομή με τη χρήση EDS των ορθοδοντικών αγκυλίων Incognito, όπου φαίνεται η κατανομή των στοιχείων Au, Cu, Ag να είναι παρόμοια και συμπληρωματική με του Ir, που εντοπίζεται στις περιοχές υψηλού μέσου ατομικού αριθμού, ενώ εκείνη των στοιχείων Pt και Zn χαρακτηρίζεται από διάχυτη ομοιόμορφη διασπορά (μεγέθυνση 3000x, κλίμακα 8 μm, μέγεθος εικόνας 512x442HV, δυναμικό επιτάχυνσης 25 kV).

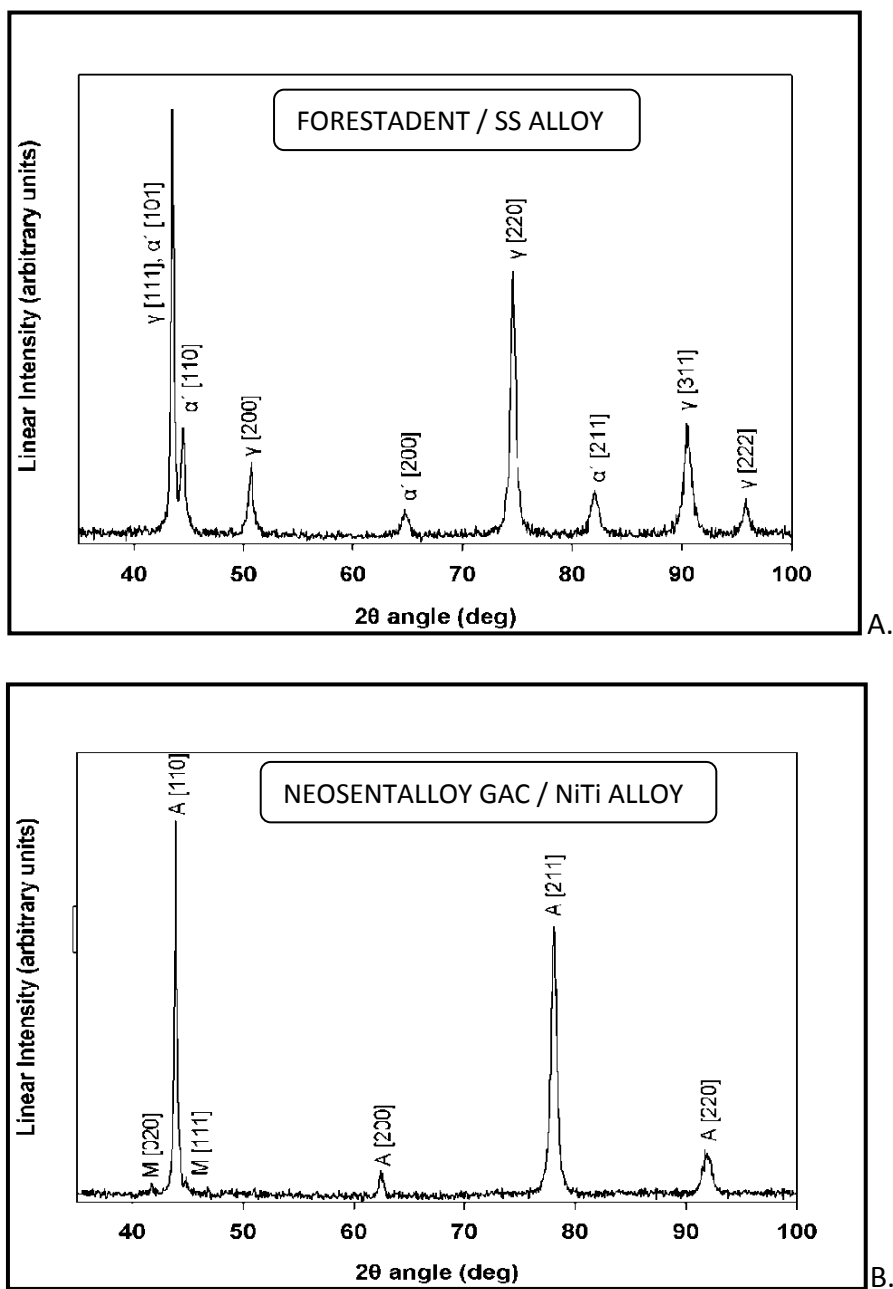


Εικόνα 21. Στοιχειακή κατανομή με τη χρήση EDS της περιοχής συγκόλλησης της βάσης και των πτερυγίων των ορθοδοντικών αγκυλίων STb. Το κράμα συγκόλλησης περιέχει Au, ο οποίος διαχέεται στα όρια των πτερυγίων και της βάσης. Ο Fe και το Cr επικρατούν στα ανοξειδωτου χάλυβα τμήματα και διαχέονται στα όρια της κόλλησης. Το Ni συγκεντρώνεται στις ζώνες διάχυσης ενώ ο Cu, το Si και το Mn παρουσιάζουν ομοιόμορφη διάχυτη διασπορά (μεγέθυνση 800x, κλίμακα 30 μm, μέγεθος εικόνας 512x442, HV, δυναμικό επιτάχυνσης 25 kV).



3. Κρυσταλλική δομή

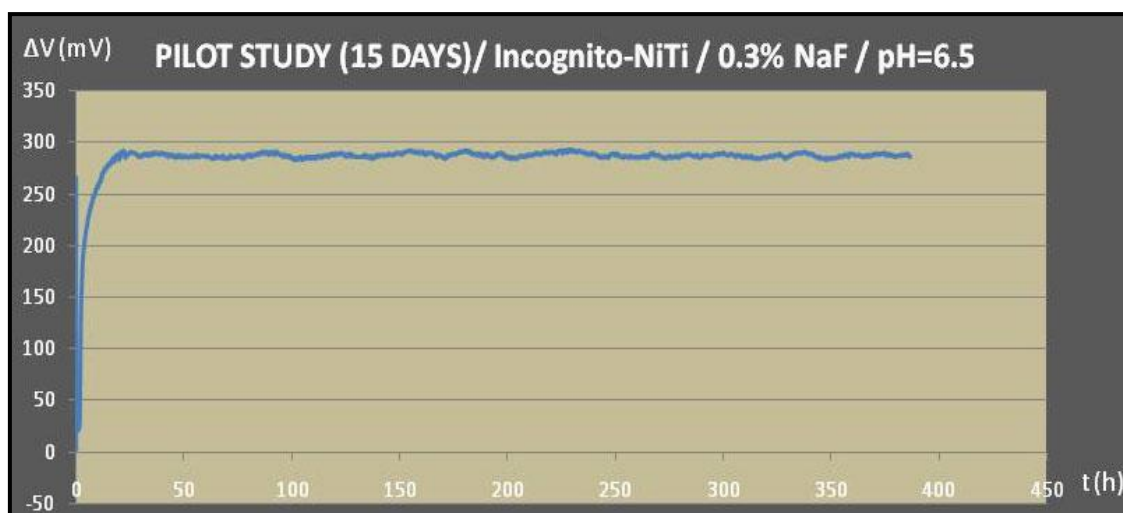
Η ανάλυση XRD (X-ray diffraction) του σύρματος ανοξείδωτου χάλυβα έδειξε την ύπαρξη τόσο ωστενιτικής (γ-φάση) όσο και μαρτενσιτικής φάσης (α-φάση) (Εικ.22α). Στην περίπτωση του ορθοδοντικού σύρματος NiTi κυριαρχεί η ωστενιτική φάση ενώ η μαρτενσιτική φαίνεται ότι υπολείπεται (Εικ.22β).



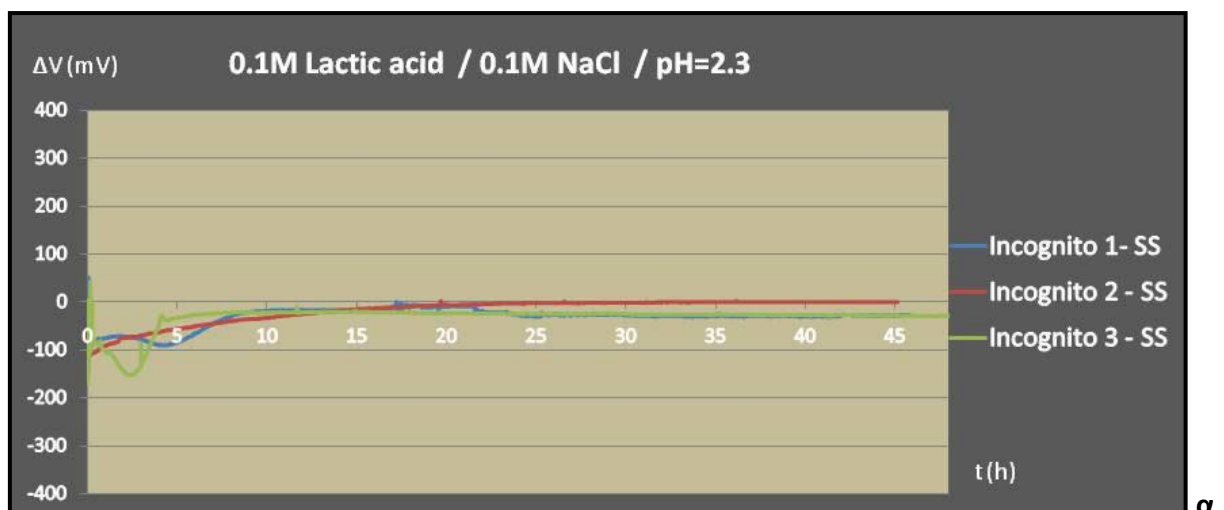
Εικόνα 22. Περιθλασιογραφήματα XRD των ορθοδοντικών συρμάτων από ανοξείδωτο χάλυβα (SS-Forestadent) (A) και από NiTi (Neosentalloy-GAC) (B). Τα σύρματα ανοξείδωτου χάλυβα χαρακτηρίζονται από ωστενιτική (γ-φάση) αλλά και μαρτενσιτική φάση (α-φάση) ενώ στα NiTi επικρατεί η ωστενιτική με ελάχιστη παρουσία της μαρτενσιτικής φάσης.

4. Ηλεκτροχημική δοκιμασία

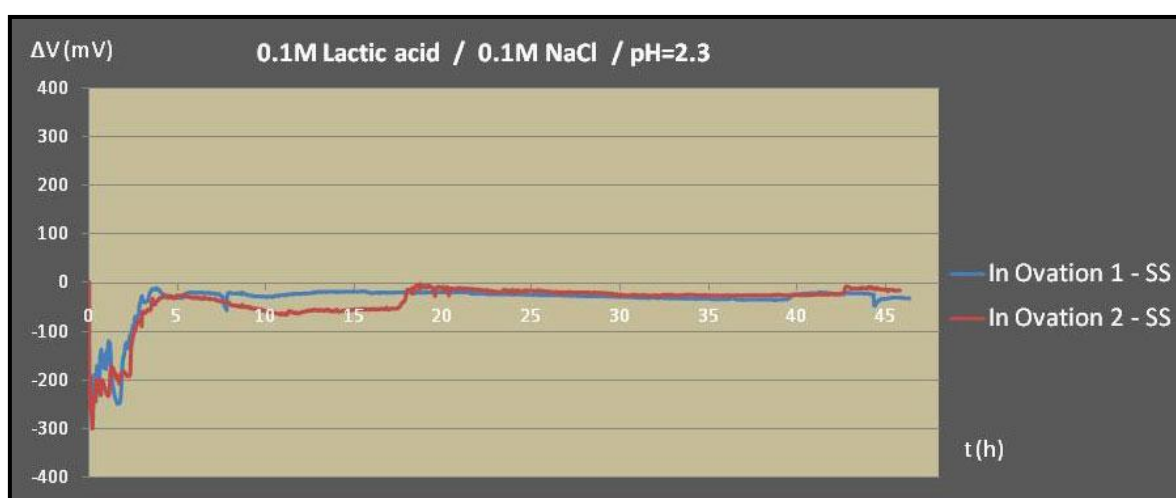
Τα αποτελέσματα πιλοτικών μετρήσεων 15 ημερών χαρακτηρίζονταν από έντονες αυξομειώσεις της διαφοράς δυναμικού μεταξύ ορθοδοντικού αγκυλίου-σύρματος κατά τις πρώτες πέντε έως δεκα ώρες ενώ παρατηρούνταν ισορροπία μετά από το πρώτο 24ώρο (Εικ. 23). Κατά συνέπεια, η επιλογή των 48 ωρών ως χρόνου μέτρησης θεωρήθηκε επαρκής για την κάλυψη των αναγκών της παρούσας ερευνητικής μελέτης. Η μεταβολή της διαφοράς δυναμικού των υπό μελέτη υλικών στον παραπάνω χρόνο απεικονίζεται στα σχεδιαγράμματα που ακολουθούν (Εικ. 24-27). Ο μέσος όρος και η τυπική απόκλιση των μετρήσεων της διαφοράς δυναμικού μεταξύ των ορθοδοντικών αγκυλίων και αντίστοιχων συρμάτων σε διαφορετικό ηλεκτρολυτικό περιβάλλον στο τέλος των 48 ωρών δίδεται στον Πίνακα 9.



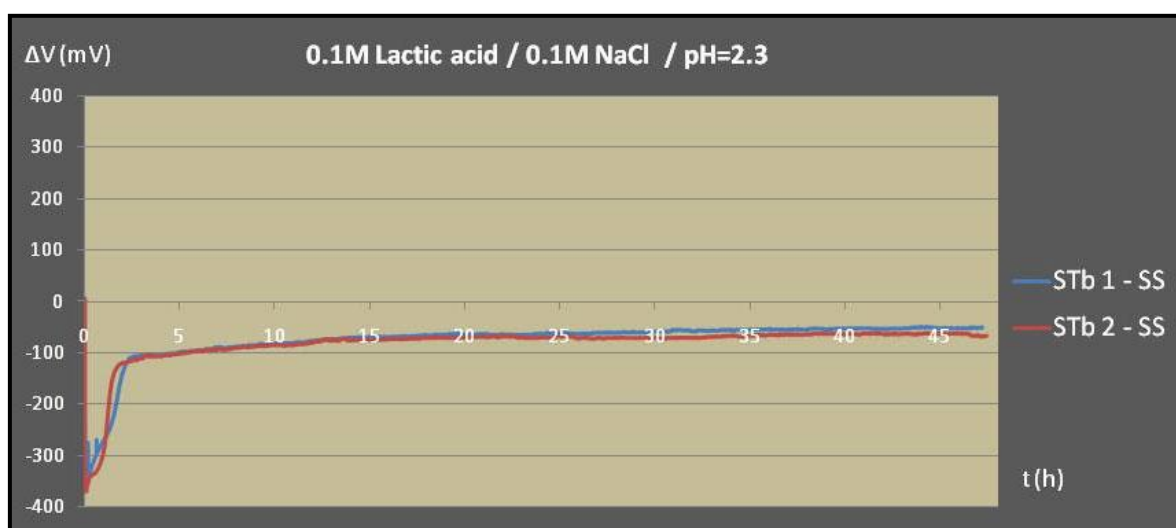
Εικόνα 23. Ενδεικτική πιλοτική μέτρηση διαφοράς δυναμικού ορθοδοντικού αγκυλίου Incognito και σύρματος Neosentalloy παρουσία του φθοριούχου ηλεκτρολύτη σε διάρκεια 15 ημερών.



α.

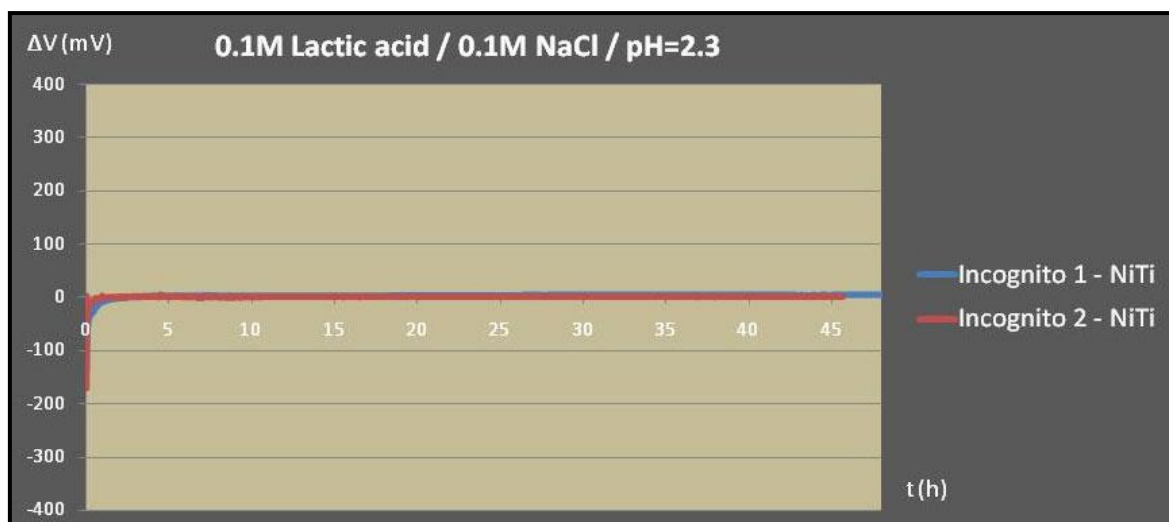


β.

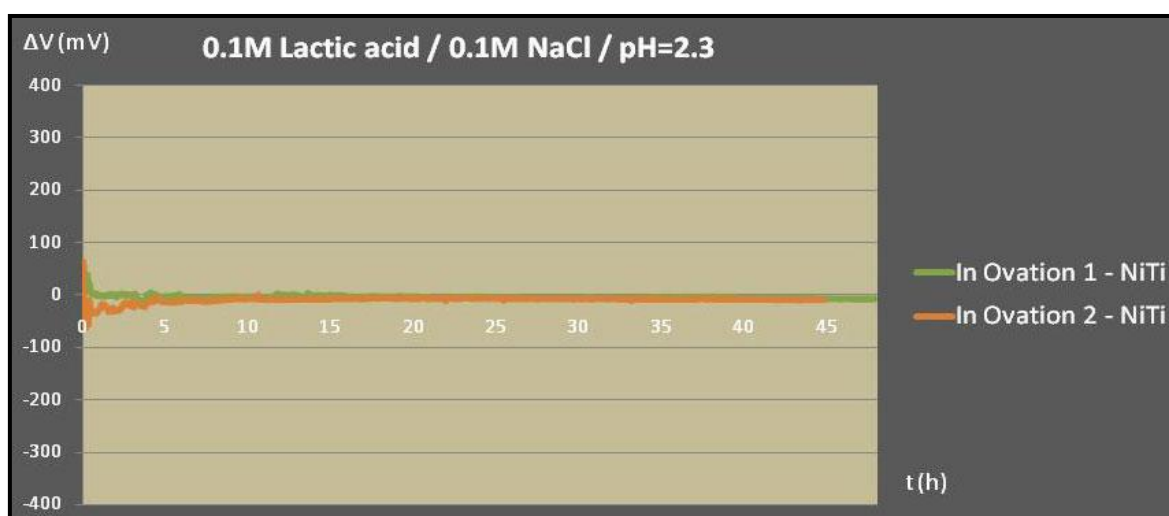


γ.

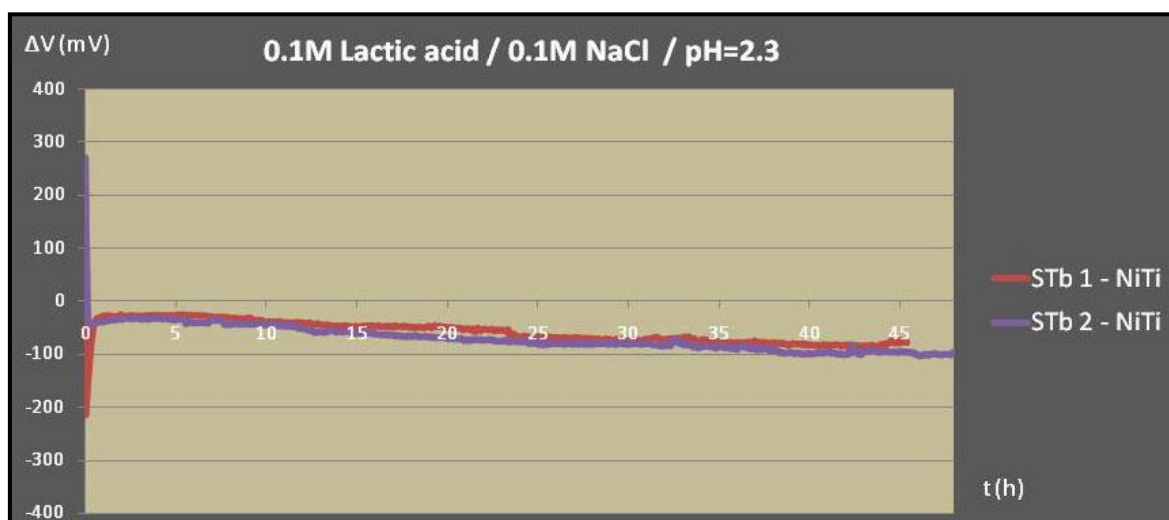
Εικόνα 24. Μεταβολή της διαφοράς δυναμικού σε συνάρτηση με το χρόνο όπως προκύπτει από το συνδυασμό ορθοδοντικών συρμάτων από ανοξείδωτο χάλυβα (Forestadent) και αντίστοιχων γλωσσικών αγκυλίων Incognito (α), In Ovation (β), STb (γ) σε όξινο ηλεκτρολυτικό περιβάλλον παρουσία ιόντων Cl^- .



α.

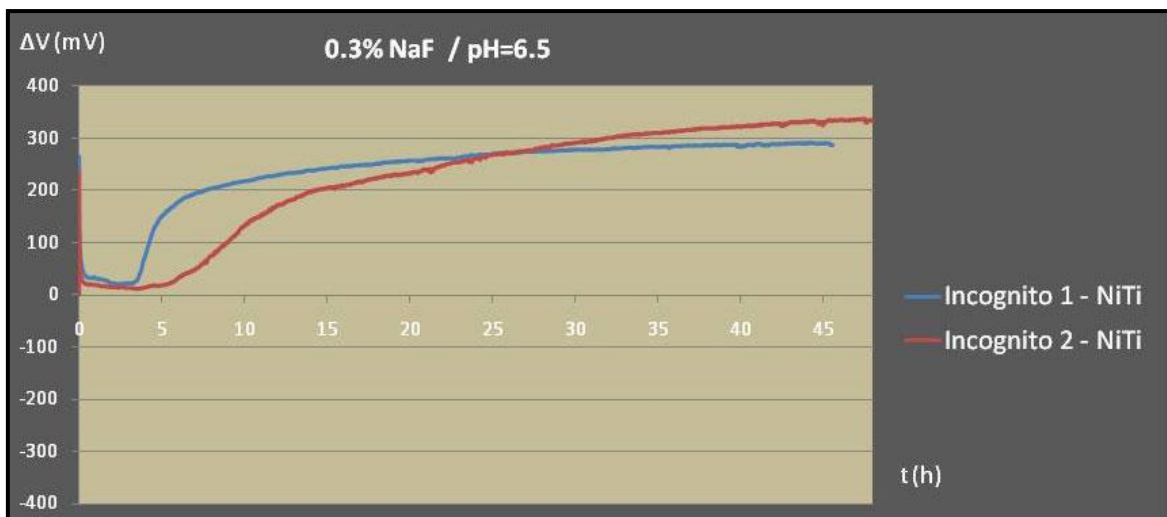


β.

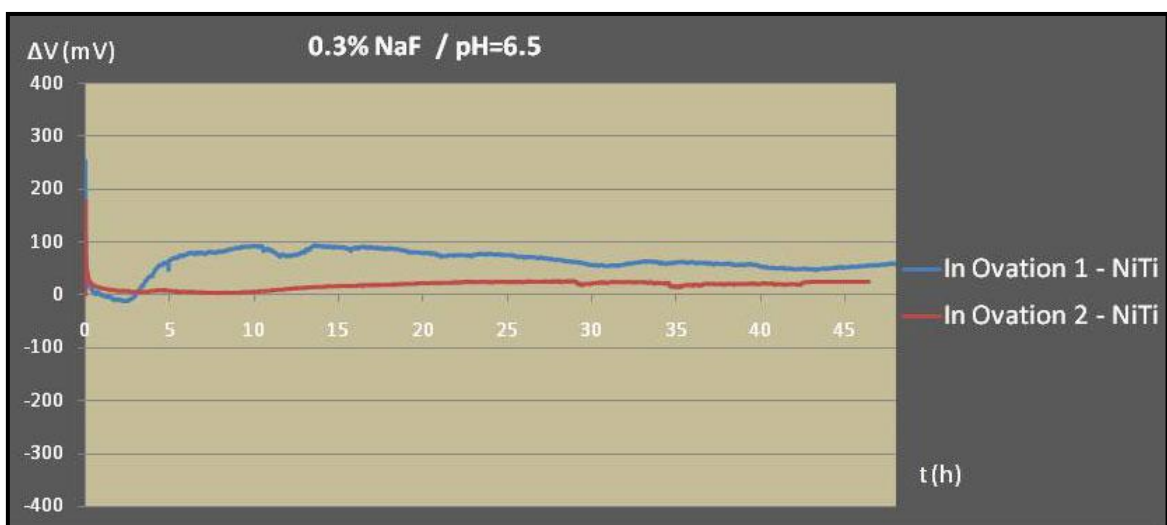


γ.

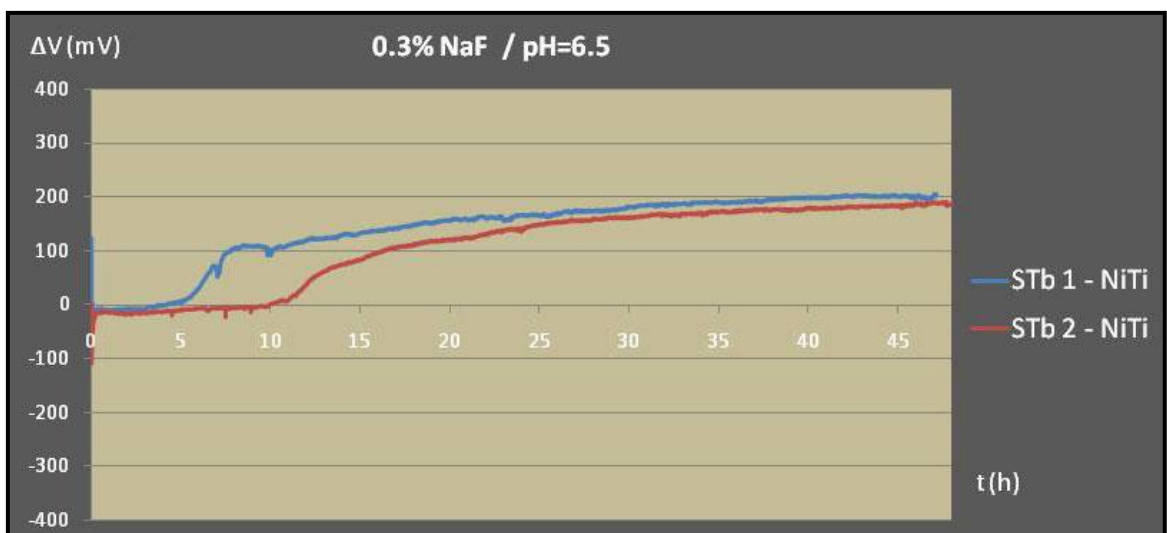
Εικόνα 25. Μεταβολή της διαφοράς δυναμικού σε συνάρτηση με το χρόνο όπως προκύπτει από το συνδυασμό ορθοδοντικών συρμάτων κράματος NiTi (GAC) και αντίστοιχων γλωσσικών αγκυλίων Incognito (α), In Ovation (β), STb (γ) σε όξινο ηλεκτρολυτικό περιβάλλον παρουσία ιόντων Cl^- .



α.

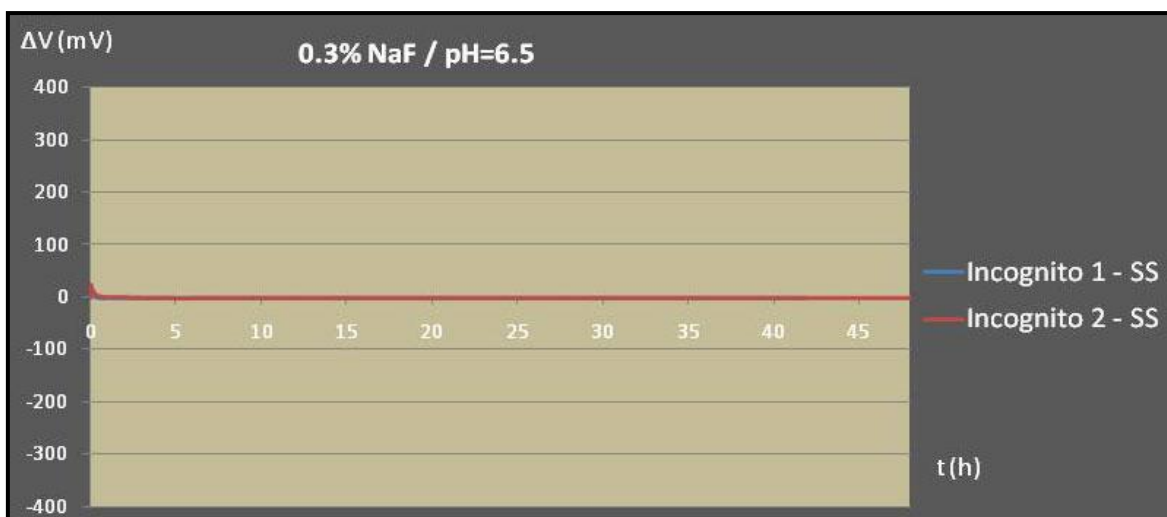


β.

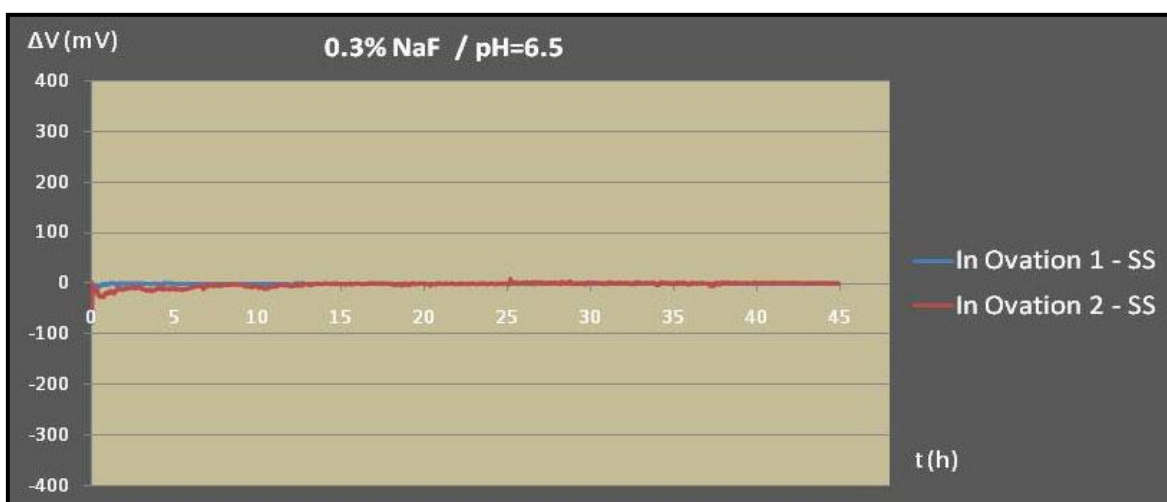


γ.

Εικόνα 26. Μεταβολή της διαφοράς δυναμικού σε συνάρτηση με το χρόνο όπως προκύπτει από το συνδυασμό ορθοδοντικών συρμάτων κράματος NiTi (GAC) και αντίστοιχων γλωσσικών αγκυλίων Incognito (α), In Ovation (β), STb (γ) σε ουδέτερο ηλεκτρολυτικό περιβάλλον παρουσία ιόντων F^- .



α.



β.



γ.

Εικόνα 27. Μεταβολή της διαφοράς δυναμικού σε συνάρτηση με το χρόνο όπως προκύπτει από το συνδυασμό ορθοδοντικών συρμάτων από ανοξείδωτο χάλυβα (Forestadent) και αντίστοιχων γλωσσικών αγκυλίων Incognito (α), In Ovation (β), STb (γ) σε ουδέτερο ηλεκτρολυτικό περιβάλλον παρουσία ιόντων F^- .

Πίνακας 9. Διαφορά δυναμικού (mV) μεταξύ γλωσσικών ορθοδοντικών αγκυλίων και αντίστοιχων συρμάτινων τόξων παρουσία χλωριόντων και φθοριόντων. Το θετικό πρόσημο αντιστοιχεί σε καθοδική συμπεριφορά των αγκυλίων (καθοδική-προστασία) ενώ το αρνητικό σε ανοδική (οξειδωση-διάβρωση). Το αντίστροφο ισχύει για τα ορθοδοντικά σύρματα.

	NaCl-Lactic acid		NaF	
Ορθ/κά Αγκύλια	SS	Ni-Ti	SS	Ni-Ti
Incognito (Mean/SD)	-19 (16)	+3,5 (2)	0 (2)	+319 (44)
Δοκιμασία 1	-27	5	0	+288
Δοκιμασία 2	-1	2	0	+350
Δοκιμασία 3	-29	-	-	-
STb (Mean/SD)	-58 (13)	-94,5 (23)	0 (2)	+202,5 (2)
Δοκιμασία 1	-49	-78	0	+204
Δοκιμασία 2	-67	-111	0	+201
InOvation (Mean/SD)	-23,5 (12)	-8,5 (1)	-0,5 (1)	+55 (42)
Δοκιμασία 1	-32	-8	0	+85
Δοκιμασία 2	-15	-9	-1	+25

Συζήτηση

Η αρχική υπόθεση εργασίας φαίνεται ότι επιβεβαιώνεται εν μέρει εφόσον τα κράματος Au ορθοδοντικά αγκύλια παρουσιάζουν έντονα γαλβανικά φαινόμενα μόνο στο συνδυασμό με σύρματα NiTi παρουσία ιόντων F^- . Εν αντιθέσει, η διαφορά δυναμικού στις υπόλοιπες γαλβανικές ζεύξεις είναι αμελητέα. Πριν όμως την λεπτομερέστερη συζήτηση της διαφορετικής αυτής ηλεκτροχημικής συμπεριφοράς, η γνώση της σύστασης και της δομής των υπό διερεύνηση υλικών θα προσδώσει σημαντικές πληροφορίες για την κατανόηση του φαινομένου.

Συγκεκριμένα, τα γλωσσικά ορθοδοντικά αγκύλια από ανοξείδωτο χάλυβα χαρακτηρίζονται από 2 τμήματα τη βάση και τα πτερύγια διαφορετικής σύστασης. Η βάση και των δύο προσομοιάζει στη σύσταση ανοξείδωτο χάλυβα ωστενιτικού τύπου AISI 316 (Fe, Cr: 16-18%, Ni: 10-14%, Mo: 2-3% και ίχνη P, S, C, w%) (ASTM A240) και στην περίπτωση του InOvation διακρίνονται 3 φάσεις σε αντίθεση με το μονοφασικό STb. Από την άλλη πλευρά, τα μονοφασικά πτερύγια χαρακτηρίζονται από μαρτενσιτικού τύπου χάλυβα PH 17-4 (Fe, Cr: 15-17,5%, Ni: 3-5%, Cu: 3-5% και ίχνη C, P, S, Si, Mn, Nb, w%) (ASTM A693), ο οποίος εμπεριέχει Cu και έχει υποστεί σκλήρυνση με κατακρύμνηση. Τα δύο αυτά ξεχωριστά τμήματα ενώνονται στο άγκιστρο STb με κόλληση χρυσοκράματος (brazed) χαμηλής περιεκτικότητας σε Cu ενώ στο InOvation με σημειακή συγκόλληση χωρίς τη διαμεσολάβηση ενδιάμεσου κράματος (welded). Οι προαναφερθείσες αυτές τεχνικές συγκόλλησης έχουν ευρέως χρησιμοποιηθεί στην κατασκευή αγκυλίων δύο τμημάτων με την τελευταία να εγείρει συχνά ενστάσεις για την ηλεκτροχημική συμπεριφορά (Eliades et al. 2008, Siargos et al. 2007, Zinelis et al. 2004). Όσον αφορά τη διαφορά στη σύσταση και τη δομή μεταξύ της βάσης και των πτερυγίων φαίνεται ότι σχετίζεται με λειτουργικούς κλινικούς παράγοντες. Συγκεκριμένα, τα πτερύγια των αγκυλίων θα πρέπει να είναι σκληρά και υψηλού μέτρου ελαστικότητας ώστε να μην υφίστανται αποτριβή καθώς και να εκφράζουν επαρκώς τις προδιαγραφές του συστήματος ορθοδοντικού σύρματος-αύλακας, αντίστοιχα (Eliades et al. 2003, Zinelis et al. 2003, Gioka et al. 2004). Σε αντιδιαστολή, οι βάσεις θα πρέπει να παραμορφώνονται ευκολότερα διευκολύνοντας έτσι την αποκόλλησή τους χωρίς ζημιές στην αδαμαντίνη (Eliades et al. 2008). Η μελέτη των Zinelis et al. 2014 επιβεβαιώνει τη διαφορά αυτή στη

σκληρότητα των δύο τμημάτων και δίδει αποτελέσματα παραπλήσια σχετικά με τη σύσταση των συγκεκριμένων αγκυλίων.

Τα αγκύλια Incognito, πρόκειται για ενιαία χυτά (Wiechmann, 2002) κράματος Au (Au: 70%, Cu: 12,92%, Pt: 8,35%, Ag: 7,38%, Zn, Ir, w%) τριών φάσεων, τα οποία δεν ενσωματώνουν τα πλεονεκτήματα της διπλής κατασκευής των ανοξειδωτου χάλυβα. Χαρακτηριστικό της φάσης με υψηλό μέσο ατομικό αριθμό είναι η παρουσία Ir σε ποσοστό που προσεγγίζει το 70% ενώ η ενδιάμεσου μέσου ατομικού αριθμού μήτρα περιέχει υψηλά ποσοστά Pt (19,5%). Η εγγενής μειωμένη σκληρότητα (Hersche et al. 2016, Zinelis et al. 2014) και μέτρο ελαστικότητας καθιστούν τα αγκύλια αυτά επιρρεπή σε παραμορφώσεις από τα σκληρότερα και άκαμπτα ορθοδοντικά σύρματα ανοξειδωτου χάλυβα. Κατά συνέπεια, η ελάττωση της έκφρασης των προδιαγραφών της αύλακας (slot prescription), η αύξηση της τριβής και η υποβοήθηση της απελευθέρωσης ιόντων μέσω της ευκολότερης αποτριβής τους είναι πιθανή.

Τα ορθοδοντικά σύρματα ανοξειδωτου χάλυβα ορθογώνιας διατομής Forestadent έχουν σύσταση που βρίσκεται κοντά στον ωστενιτικό τύπο χάλυβα AISI 304 (Fe, Cr: 18-20%, Ni: 8-10,5%, P, S, Si, C, w%). Ωστόσο, τα αποτελέσματα XRD δείχνουν την ύπαρξη τόσο ωστενιτικής όσο και μαρτενσιτικής φάσης. Ο σχηματισμός της τελευταίας έχει αποδοθεί στις εν ψυχρώ μηχανικές παραμορφώσεις (strain induced martensite) του ανοξειδωτου χάλυβα κατά την κατασκευή των συρμάτων (cold drawing) και σχετίζεται με την αύξηση της σκληρότητας (Darabara et al. 2004, Krauss G. 1989). Επιπρόσθετα, οι δυο αυτές φάσεις παρουσιάζουν μεταξύ τους διαφορετική διαβρωτική συμπεριφορά (Pun and Berzins, 2008). Τα αντίστοιχης διατομής υπερελαστικά ορθοδοντικά σύρματα NiTi (NeoSentalloy) χαρακτηρίζονται από την παρουσία Ni και Ti σε αναλογία 52,5% προς 47,5% ($\approx$ equiatomic) με την ωστενιτική φάση να επικρατεί της μαρτενσιτικής. Τα αποτελέσματα αυτά συμφωνούν με προγενέστερες μελέτες (Pun & Berzins 2008, Bradley 2001). Επιπλέον, οι επιφάνειες των συρμάτων δεν παρουσιάζουν κατασκευαστικές ατέλειες και φαίνεται ότι στην περίπτωση των συρμάτων ανοξειδωτου χάλυβα να είναι πιο λείες σε σχέση με τις NiTi γεγονός που έρχεται σε συμφωνία με προηγούμενη έρευνα (Huang 2003).

Η επιλογή των ηλεκτρολυτών στηρίχτηκε στην επίδραση που έχουν τα ιόντα Cl^- και τα ιόντα F^- στα προστατευτικά στρώματα οξειδίων Cr και Ti καθώς και στη συχνή παρουσία των ιόντων αυτών στη στοματική κοιλότητα. Ο πρώτος ηλεκτρολύτης ακολούθησε τα πρότυπα του ISO 10271 (4.1.5/2011) για τη μελέτη της ηλεκτροχημικής συμπεριφοράς των οδοντιατρικών υλικών ενώ ο δεύτερος χαρακτηρίζονταν από την ύπαρξη F^- σε ποσότητα που αντιστοιχεί σε μία κοινή οδοντόκρεμα.

Σε αντιδιαστολή με ότι αναμένονταν, τα ζεύγη που περιλαμβάνουν κράματος Au αγκύλια παρουσιάζουν την καλύτερη ηλεκτροχημική συμπεριφορά παρουσία ιόντων Cl^- δίδοντας τις μικρότερες διαφορές δυναμικού τόσο στα ανοξειδωτού χαλύβα όσο και στα NiTi ορθοδοντικά σύρματα. Η μελέτη των Hersche et al. 2017 όπου πραγματοποιήθηκε στοιχειακός και ποσοτικός χαρακτηρισμός των Incognito αγκυλίων έπειτα από *in vivo* γήρανση συμβαδίζει με τα αποτελέσματα της παρούσας εργασίας, συνηγορώντας υπέρ του υψηλού αντιδιαβρωτικού χαρακτήρα. Κατά συνέπεια, η διαφορά στα πρότυπα δυναμικά των υπό σύζευξη κραμάτων δεν φαίνεται να είναι ο πρωταρχικός παράγων στην ανάπτυξη του δυναμικού γαλβανικού στοιχείου. Ο τρόπος μηχανικής κατεργασίας (Bakhtari et al. 2011, Lin et al. 2006, Eliades et al. 2008, Iijima et al. 2001) τα απαρτιζόμενα τμήματα (Bakhtari et al. 2011, Eliades et al. 2008), οι γεωμετρικές ανομοιομορφίες-τραχύτητα (Katic et al. 2014, Bakhtari et al. 2011, Widu et al. 1999, Hunt et al. 1999) τα τοπικά γαλβανικά φαινόμενα και η ικανότητα δημιουργίας στρωμάτων παθητικοποίησης πιθανόν διαδραματίζουν σπουδαιότερο ρόλο. Παρόμοια είναι τα αποτελέσματα και για τα αγκύλια InOvation. Από την άλλη πλευρά, τα αγκύλια STb αν και μονοφασικά χαρακτηρίζονται από τις μεγαλύτερες τιμές στη διαφορά δυναμικού. Η παρουσία ενδιάμεσου κράματος Au ως μέσο συγκόλλησης των δύο τμημάτων ίσως να εξηγεί εν μέρει το γεγονός αυτό. Ο συνδυασμός αγκυλίων-ορθοδοντικών συρμάτων ανοξειδωτού χαλύβα δίδει αρνητικές τιμές και κατά συνέπεια τα σύρματα προστατεύονται ενώ τα αγκύλια λειτουργούν ως άνοδος. Το ίδιο συμβαίνει και για τη σύζευξη αγκυλίων με σύρματα NiTi με εξαίρεση τα αγκύλια Incognito όπου η διαφορά είναι αμελητέα πάνω από το μηδέν. Η δημιουργία οξειδίων Cr (Eliades and Athanasiou 2002, Lin et al. 2006) και Ti (Kao and Huang, 2010, Daems et al. 2009, Eliades and Athanasiou 2002, Iijima et al. 2001, Rondelli and Vicentini, 2000) στις

επιφάνειες των χαλύβδινων και NiTi ορθοδοντικών συρμάτων αντίστοιχα φαίνεται ότι λειτουργεί ως προστατευτικός παράγων. Σε αντίθεση, τα λιγότερο ευγενή συστατικά στα κράματα Au αγκύλια και χρυσοκολλήσεις, όπως ο Cu έχουν την τάση να οξειδώνονται (Soteriou et al. 2014, Darabara et al. 2007). Όμως, τα ορθοδοντικά αγκύλια ανοξείδωτου χάλυβα είναι πιο επιρρεπή στην εμφάνιση τοπικών γαλβανικών φαινομένων σε σχέση με τα μονοφασικά ορθοδοντικά σύρματα όπως τα NiTi. Τα διαφορετικής σύστασης τμήματα, η ύπαρξη πολλών φάσεων καθώς και ο τρόπος συγκόλλησης δύναται να αιτιολογήσουν τη συμπεριφορά αυτή. Κλινικά, η οξείδωση των ορθοδοντικών αγκυλίων μειονεκτεί μιας και τα προστατευμένα ορθοδοντικά σύρματα έχουν τη δυνατότητα μηνιαίας αλλαγής με καινούργια ενώ τα πρώτα παραμένουν συγκολλημένα σε όλη τη διάρκεια της ορθοδοντικής θεραπείας ανεξαρτήτως των επιπτώσεων στις μηχανικές τους ιδιότητες. Η ανάπτυξη δυναμικού ισορροπίας στο συνδυασμό αγκυλίων-ορθοδοντικών συρμάτων ανοξείδωτου χάλυβα ανέρχεται στις 4-5 h ενώ πολύ ταχύτερη είναι στην περίπτωση του κράματος NiTi. Η διαφορά στην ταχύτητα παθητικοποίησης των κραμάτων Ti και χάλυβα πιθανόν επηρεάζει τη διαδικασία αυτή. Σε κάθε περίπτωση, η διαφορά δυναμικού σε όξινο περιβάλλον και παρουσία ιόντων Cl^- δεν ξεπερνά το όριο των 200 mV σε κατάσταση ισορροπίας. Κατά συνέπεια, υπό τις δεδομένες εργαστηριακές συνθήκες παρουσία χλωριόντων τα συγκεκριμένα γλωσσικά αγκύλια με τα αντίστοιχα σύρματα δεν παρουσιάζουν τάση για γαλβανική διάβρωση.

Όσον αφορά τον ουδέτερο ηλεκτρολύτη που περιέχει ιόντα F^- η ηλεκτροχημική συμπεριφορά των συζευγμένων ακίνητων ορθοδοντικών μηχανισμών και συρμάτων είναι διττή. Στην περίπτωση του συνδυασμού των ορθοδοντικών αγκυλίων με τα σύρματα ανοξείδωτου χάλυβα η διαφορά δυναμικού είναι αμελητέα ανεξάρτητα από τον τύπο και λαμβάνει μηδενικές τιμές τάχιστα. Το γεγονός αυτό μπορεί να ερμηνευθεί τόσο από την ουδετερότητα του διαλύματός όσο από την αδυναμία των φθοριόντων να προσβάλλουν τα στρώματα παθητικοποίησης αποτελούμενα από οξείδια Cr (Jang et al. 2006, Fontana MG, 1986). Αντίθετα, στην περίπτωση των συρμάτων NiTi εμφανίζονται έντονα γαλβανικά φαινόμενα. Συγκεκριμένα, τα αγκύλια Incognito παρουσιάζουν τη μεγαλύτερη διαφορά δυναμικού ακολουθούμενα από τα STb και InOvation. Οι τιμές στα πρώτα δύο ξεπερνούν το φράγμα των 200 mV αν και στα STb έστω οριακά. Σε αντιδιαστολή των

δοκιμασιών με όξινο ηλεκτρολύτη παρουσία χλωριόντων, τα αγκύλια προστατεύονται ενώ τα σύρματα οξειδώνονται. Φαίνεται ότι τα στρώματα παθητικοποίησης των συρμάτων NiTi ενώ είναι ανθεκτικά στα ιόντα Cl^- αυτό δεν ισχύει και για τα ιόντα F^- . Στη βιβλιογραφία είναι κοινά αποδεκτή η προσβολή των οξειδίων του Ti από το F^- (Tahmasbi et al. 2015, Kassab and Gomes 2013, Mirjalili et al. 2013, Kao and Huang, 2010, Li et al. 2007, Schiff et al. 2002, 2004, 2005, 2006) και των αντίστοιχων Cr από το Cl^- (Singh and Dahotre 2007, Park and Shearer, 1983). Οι θετικές τιμές στη διαφορά δυναμικού στη μελέτη μας συνηγορεί υπέρ της άποψης αυτής. Στην περίπτωση των αγκυλίων που περιέχουν Au, η διαφορά στα πρότυπα δυναμικά του πολύτιμου κράματος σε σχέση με τις εκτεθειμένες λιγότερο ευγενείς επιφάνειες NiTi είναι μεγαλύτερη σε σχέση με τα αγκύλια αμιγώς από χάλυβα δίδοντας έτσι μεγαλύτερες διαφορές δυναμικού. Κινητικά η ανάπτυξη δυναμικού ισορροπίας είναι πιο αργή σε σχέση με τα ανοξειδωτού χάλυβα σύρματα και τις δοκιμασίες παρουσία χλωριόντων, προσεγγίζοντας περίπου τις δέκα ώρες. Γενικά, η συγκέντρωση των φθοριόντων επηρεάζει την ένταση και τη μορφή της διάβρωσης στις επιφάνειες NiTi (Kassab and Gomes 2013, Lee et al. 2010, Schiff et al. 2006, Li et al. 2007). Σύμφωνα με τους Kassab and Gomes, 2013 συγκέντρωση φθοριόντων άνω του 0,2% NaF (900 ppm F^-) έχει ως συνέπεια τη μετάπτωση από εντοπισμένη σε γενικευμένη διάβρωση. Οι επιπτώσεις του F στις μηχανικές ιδιότητες των ορθοδοντικών συρμάτων NiTi περιλαμβάνουν την ελάττωση του ορίου διαρροής και της ελαστικότητας (Walker et al. 2005) καθώς και την ψαθυροποίηση λόγω της παρεμβολής των ιόντων H^- στο κρυσταλλικό πλέγμα (Kaneko et al. 2004, 2003). Κλινικά, η ποσότητα του F^- στο διάλυμα ηλεκτρολύτη που χρησιμοποιήθηκε αν και υπερκαλύπτει τα 900 ppm δεν ξεπερνά το όριο των 1450 ppm που αντιστοιχεί στο μέγιστο επιτρεπτό όριο της παιδικής οδοντόκρεμας (Spencer 2006) και ανταποκρίνεται στην προτεινόμενη συγκέντρωση (1350-1500 ppm) για τους ενήλικους σύμφωνα με τις απαιτήσεις του εθνικού συστήματος υγείας της Αγγλίας (NHS). Επιπλέον, το βούρτσισμα των οδόντων, η χρήση φθοριούχων στοματοπλυμάτων (Walker et al. 2005), η φθορίωση με ειδική γέλη (έως 10.000 ppm), η πρόσληψη F μέσω της τροφής και του νερού, μπορεί συνδυαστικά να επιδεινώνουν την κατάσταση σε ενδοστοματικές συνθήκες. Από την άλλη πλευρά, ο χρόνος έκθεσης σε μεγάλες συγκεντρώσεις F είναι εκ των πραγμάτων

περιορισμένος. Σε κάθε περίπτωση, η δυνατότητα μηνιαίας ή μικρότερου χρονικού διαστήματος αλλαγής των ορθοδοντικών συρμάτων NiTi κατά τη διάρκεια της θεραπείας αποτρέπει την εκτεταμένη υποβάθμιση των μηχανικών ιδιοτήτων τους. Ωστόσο, η απελευθέρωση ιόντων και οι επιπτώσεις στη βιοσυμβατότητα δεν επηρεάζονται από τη συχνότητα τοποθέτησης καινούργιων συρμάτων. Κατά συνέπεια, η αποφυγή έκθεσης των συρμάτων NiTi στο F^- μέσω επιλογής κατάλληλης οδοντόπαστας και οδοντοπλυμάτων χαμηλής συγκέντρωσης F^- καθώς και αναστολή θεραπείας φθορίωσης ή αφαίρεση των συρμάτων NiTi κατά τη διεξαγωγή της αποτελεί μονόδρομο.

Τα αποτελέσματα της παρούσης έρευνας, τουλάχιστον στο μέρος της ηλεκτροχημικής συμπεριφοράς, θα πρέπει να λαμβάνονται ενδεικτικά μιας και οι ενδοστοματικές συνθήκες διαφέρουν μακράν των εργαστηριακών. Η γαλβανική διάβρωση στο στοματικό περιβάλλον αποτελεί ένα αρκετά σύνθετο και πολύπλοκο φαινόμενο μιας και συνυπάρχουν μεταβαλλόμενοι παράγοντες όπως, ο αέρας (διάθεση O_2), οι μικροοργανισμοί, η θερμοκρασία, το pH, το σάλιο (υγρασία-διαρκής ροή), τα πρωτεϊνικά συστατικά, το πλήθος των ιόντων κ.α. Αν και η ενδοστοματική μέτρηση της διαφοράς δυναμικού είναι πρακτικά ανέφικτη, ο προσδιορισμός της συγκέντρωσης απελευθερούμενων ιόντων στο σάλιο θα μπορούσε να δώσει πρόσθετες πληροφορίες για την ενδοστοματική γήρανση των υλικών. Σε κάθε περίπτωση, η σημασία των αποτελεσμάτων της συγκεκριμένης έρευνας έγκειται στο γεγονός της απομόνωσης και επίδρασης πολύ μικρού αριθμού διαβρωτικών παραγόντων, με υψηλής επαναληψιμότητας επιπτώσεις υπό καθορισμένες μη μεταβαλλόμενες συνθήκες.

Εν κατακλείδι, τα γλωσσικά αγκύλια ανεξαρτήτως κράματος χαρακτηρίζονται από επαρκή αντίσταση στη γαλβανική διάβρωση κατά τη ζεύξη τους με αντιπροσωπευτικής σύστασης ορθοδοντικά σύρματα. Ωστόσο, ο συνδυασμός ορθοδοντικών συρμάτων NiTi με κράματος Au αγκύλια παρουσία φθοριόντων θα πρέπει να αντιμετωπίζεται με προσοχή.

Συμπεράσματα

Κάτω από τους περιορισμούς αυτής της πειραματικής εργαστηριακής μελέτης μπορούν να εξαχθούν τα εξής συμπεράσματα:

1. Το γαλβανικό δυναμικό όλων των ζευγών με σύρμα NiTi επηρεάστηκε αρνητικά παρουσία φθοριόντων εν αντιθέσει με τα χλωριόντα.
2. Όλα τα ζεύγη των αγκυλίων που μελετήθηκαν με σύρμα SS έδειξαν υψηλή αντοχή στα γαλβανικά φαινόμενα τόσο σε διαλύματα χλωριόντων όσο και φθοριόντων.
3. Η σύνδεση αγκυλίου κράματος Au είτε ως αυτογενές είτε υπο μορφή κόλλησης, με σύρμα NiTi σε περιβάλλον F^- είναι ευάλωτη σε γαλβανική διάβρωση.

BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. **Abiko Y, Endo K, Sachdeva R, Araki Y, Ohno H, Kaku T.** Effects of NiTi surface texture on corrosion resistance and cellular response. *J Jpn Soc Dent Prod.* 9, pp: 9-17, 1996.
2. **Abtahi M, Jahanbin A, Yaghoubi M, Esmaily H, Zare H.** Are more nickel ions accumulated in the hair of fixed orthodontic patients. *Dent Press J Orthod.* 18(1), pp: 86-93, 2013.
3. **Agaoglu G, Arun T, Izgu B, Yarat A.** Nickel and chromium levels in the saliva and serum of patients with fixed orthodontic appliances. *Angle Orthodontist.* 71, pp: 375-379, 2001.
4. **Ahn HS, Kim MJ, Seol HJ, Lee JH, Kim HI, Kwon YH.** Effect of Ph and temperature on orthodontic NiTi wires immersed in acidic fluoride solution. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 79(1), pp: 7-15, 2006.
5. **Amini F, Jafari A, Amini P, Sepasi S.** Metal ion release from fixed orthodontic appliances-an in vivo study. *Eur J Orthod.* 34, pp: 126-130, 2012.
6. **Amini F, Rahimi H, Morad G, Mollaei M.** The effect of stress on salivary metal ion content in orthodontic patients. *Biol Trace Elem Res.* 155, pp: 339-343, 2013.
7. **Asaoka K, Yokoyama K, Nagumo M.** Hydrogen embrittlement of nickel titanium alloy in biological environment. *Metall Mater Trans A.* 33A, pp: 495-501, 2002.
8. **ASTM G71-81 (reapproved 2009).** Standard guide for conducting and evaluating galvanic corrosion tests in electrolytes.
9. **Bahije L, Benyahia H, El Hamzaoui S, Ebn Touhami M, Bengueddour R, Rerhrhaye W, Abdallaoui F, Zaoui F.** Behavior of NiTi in the presence of oral bacteria: corrosion by *Streptococcus mutans*. *Int Orthod.* 9(1), pp: 110-119, 2011.
10. **Baker KL, Nieberg LG, Weimer AD.** Frictional changes in force values caused by saliva substitution. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 91, pp: 316-320, 1987.
11. **Bakhtari A, Bradley TG, Lobb WK, Berzins DW.** Galvanic corrosion between various combinations of orthodontic brackets and archwires. *Am J Orthod.* 140, pp: 25-31, 2011.
12. **Balenseifen JW & Madonia JV.** Study of dental plaque in orthodontic patients. *J Dent Res.* 49, pp: 320-324, 1970.
13. **Barrett RD, Bishara SE, Quinn JK.** Biodegradation of orthodontic appliances. Part I. Biodegradation of nickel and chromium in vitro. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 103(1), pp: 8-14, 1993.

14. **Bazakidou E, Nanda RS, Ducanson MG, Sihna P.** Evaluation of frictional resistance in esthetic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 112: 138-144, 1997.
15. **Bentahar Z, Bellamine M, Zertoubi M, Irhzo A, Boussiri K.** Relationship between electrochemical corrosion and the tribologic properties of orthodontic alloys. *Int Orthod.* 8(4), pp: 360-371, 2011.
16. **Berg IC, Rutland MW, Amebrant T.** Lubricating properties of the initial salivary pellicle-an AFM study. *Biofouling.* 19, pp: 365-369, 2003.
17. **Berge M, Gjerdet NR, Erichsen ES.** Corrosion of silver soldered orthodontic wires. *Acta Odontol Scand.* 40(2), pp: 75-79, 1982.
18. **Bishara SE, Barrett RD, Selim MJ.** Biodegradation of orthodontic appliances. Part II. Changes in the blood level of nickel. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 103(2), pp: 115-119, 1993.
19. **Briceno J, Romeu A, Espinar E, Liamas JM, Gil FJ.** Influence of the microstructure on electrochemical corrosion and nickel release in NiTi orthodontic archwires. *Mat Sci Engineer C.* 33, pp: 4989-4993, 2013.
20. **Brune D.** Metal release from dental biomaterials. *Biomat.* 7, pp: 163-175, 1986.
21. **Cisse O, Savadogo O, Wu M, Yahia LH.** Effect of surface treatment of NiTi alloy on its corrosion behavior in Hank's solution. *J Biom Mater Res.* 61, pp: 339-345, 2002.
22. **Costa MT, Lenza MA, Gosch CS, Costa I, Ribeiro-Dias F.** In vitro evaluation of corrosion and cytotoxicity of orthodontic brackets. *J Dent Res.* 86(5), pp: 441-445, 2007.
23. **Daems J, Celis JP, Willems G.** Morphological characterization of as-received and in vivo orthodontic stainless steel archwires. *Eur J Orthod.* 31, pp: 260-265, 2009.
24. **Danaei SM, Safavi A, Roeinpeikar SMM, Oshagh M, Iranpour S, Omidekhoda M.** Ion release from orthodontic brackets in 3 mouthwashes: an in-vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 139, pp: 730-734, 2011.
25. **Darabara MS, Bourithis LI, Zinelis S, Papadimitriou GD.** Metallurgical characterization, galvanic corrosion, and ionic release of orthodontic brackets coupled with Ni-Ti archwires. *J Biomed Mater Res., part B,* pp: 126-134, 2007.
26. **Darabara M, Bourithis L, Zinelis S, Papadimitriou GD.** Assessment of Elemental Composition, Microstructure, and Hardness of Stainless Steel Endodontic Files and Reamers. *J Endod.* 30 (7), pp: 523-526, 2004.
27. **Downing A, McCabe J, Gordon PH.** The effect of artificial saliva on the frictional forces between orthodontic brackets and archwires. *Br J Orthod.* 22, pp: 141-146, 1995.
28. **Dunlap CL, Vincent SK, Barker BF.** Allergic reaction to orthodontic wire: report of a case. *J Am Dent Assoc.* 118, pp: 449-450, 1989.

29. **Edie JW, Andreasen GF, Zaytoun MP.** Surface corrosion of nitinol and stainless steel under clinical conditions. *Angle Orthod.* 51(4), pp: 319-325, 1981.
30. **Eliades G, Zinelis S, Bourauel C, Eliades G.** Manufacturing of orthodontic brackets: A review of metallurgical perspectives and applications. *Rec Pat Mat Sci.* 1, pp: 135-139, 2008.
31. **Eliades T & Athanasiou E.** In vivo aging of orthodontic alloys: implications for corrosion potential, nickel release and biocompatibility. *Angle Orthod.* 72, pp: 222-237, 2002.
32. **Eliades T & Bourauel C.** Intraoral aging of orthodontic materials: the picture we miss and its clinical relevance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 127, pp: 403-412, 2005.
33. **Eliades T, Eliades G, Athanasiou AE, Bradley TG.** Surface characterization of retrieved NiTi orthodontic archwires. *Eur J Orthod.* 22, pp: 317-326, 2000.
34. **Eliades T, Zinelis S, Bourauel C, Eliades G.** Manufacturing of orthodontic brackets: A review of metallurgical perspectives and applications. *Rec Pat Mat Sci.* 1(2), pp: 135-139, 2008.
35. **Eliades T, Zinelis S, Eliades G, Athanasiou AE.** Characterization of as-received, retrieved and recycled stainless steel brackets. *J Orofac Orthop.* 64, pp: 80-87, 2003.
36. **Eliades T, Zinelis S, Papadopoulos MA, Eliades G, Athanasiou AE.** Nickel content of as-received and retrieved NiTi and stainless steel archwires: Assessing the nickel release hypothesis. *Angle Orthod.* 74, pp: 151-154, 2004.
37. **Elinder CG, Friberg L, Kjellstrom T, Nordberg G, Oberdoerster G.** Biological monitoring of metals. Geneva: World Health Organization, 1994.
38. **Erdogan AT, Nalbantgil D, Ulkur F, Sahin F.** Metal ion release from silver soldering and laser welding caused by different types of mouthwash. *Angle Orthod.* 85, pp: 665-672, 2015.
39. **Espinar E, Llamas JM, Michiardi A, Ginebra MP, Gil FJ.** Reduction of Ni release and improvement of friction behavior of NiTi orthodontic archwires by oxidation treatments. *J Mater Sci Mater Med.* 22, pp: 1119-1125, 2011.
40. **Es-Souni M, Brandies HF, Es-Souni M.** On the in vitro biocompatibility of Elgiloy a Co-based alloy, compared to two titanium alloys. *J Orofac Orthop.* 64, pp: 16-26, 2003.
41. **Es-Souni M, Es-Souni M, Fischer-Brandies H.** On the properties of two binary NiTi shape memory alloys. Effects of surface finish on the corrosion behavior and in vitro biocompatibility. *Biomater.* 23(14), pp: 2887-2894, 2002.
42. **Fernandez-Minano E, Ortiz C, Vicente A, Calvo JL, Ortiz AJ.** Metallic ion content and damage to the DNA in oral mucosa cells of children with fixed orthodontic appliances. *Biometals.* 24, pp: 935-941, 2011.

43. **Fontana MG.** Corrosion Engineering. 3rd ed. New York, NY: McGraw-Hill, pp: 226-227, 1986.
44. **Fragou S & Elliades T.** Effect of topical fluoride application on titanium alloys: a review of effects and clinical implications. *Ped Dent.* 32(2), pp: 99-105, 2010.
45. **Genelhu MCLS, Marigo M, Alves-Oliveira LF, Malaquias LCC, Gomez RS.** Characterization of nickel induced allergic contact stomatitis associated with fixed orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 128, pp: 378-381, 2005.
46. **Ghazal ARA, Hajeer MY, Al-Sabbagh R, Alghoraibi I, Aldiry A.** An evaluation of two types nickel-titanium wires in terms of micromorphology and nickel ions release following oral environment exposure. *Progr Orthod.* 16(9), pp:1-8, 2015.
47. **Gil FJ, Espinar E, Llamas JM, Manero JM, Ginebra MP.** Variation of the superelastic properties and nickel release from original and reused NiTi orthodontic archwires. *J Mech Behav Biomed Mater.* 6, pp: 113-119, 2012.
48. **Gioka C, Bourauel C, Zinelis S, Eliades T, Silikas N, Eliades G.** Titanium orthodontic brackets: structure, composition, hardness and ionic release. *Dent Mat.* 20, pp: 693-700, 2004.
49. **Gjerdet NR & Hero H.** Metal release from heat treated orthodontic archwires. *Acta Odontol Scand.* 45(6), pp: 409-414, 1987.
50. **Golz L, Knickenberg AC, Keilig L, Reimann S, Papageorgiou SN, Jager A, Bourauel C.** Nickel ion concentrations in the saliva of patients treated with self-ligating fixed appliances: a prospective cohort study. *J Orofac Orthop.* 77, pp: 84-93, 2016.
51. **Goncalves TS, de Menezes LM, Trindale C, Machado MS, Thomas P, Fenech M, Henriques JAP.** Cytotoxicity and genotoxicity bands with or without silver soldered joints. *Mutat Res.* 762, pp: 1-8, 2014.
52. **Gravina MA, Canavarró C, Elias CN, Chaves MGAM, Brunharo IHV, Quintao CCA.** Mechanical properties of NiTi and CuNiTi wires used in orthodontic treatment. Part 2: Microscopic surface appraisal and metallurgical characteristics. *Dent Press J Orthod.* 19(1), pp: 69-76, 2014.
53. **Grimsdottir MR, Hensten-Pettersen A, Kullmann A.** Cytotoxicity effect of orthodontic appliances. *Eur J Orthod.* 14, pp: 47-53, 1992b.
54. **Gursoy S, Acar AG, Sesen C.** Comparison of metal release from new and recycled bracket archwire combinations. *Angle Orthod.* 75(1), pp: 92-94, 2005.
55. **Gursoy UK, Sokucu O, Uitto VJ, Aydin A, Demirer S, Toker H, Erdem O, Sayal A.** The role of nickel accumulation and epithelial cell proliferation in orthodontic treatment induced gingival overgrowth. *Eur J Orthod.* 29(6), pp: 555-558, 2007.

56. **Haddad AC, Tortamano A, Souza AL, Oliveira PV.** An in vitro comparison of nickel and chromium release from brackets. *Braz Oral Res.* 23(4), pp: 399-406, 2009.
57. **Hafez HS, Seloim EMN, Eid FHK, Tawfik WA, Ashkar EM, Mostafa YA.** Cytotoxicity, genotoxicity and metal release in patients with fixed orthodontic appliances: A longitudinal in vivo study. *Am J Orthod dentofac Orthop.* 140, pp: 298-308, 2011.
58. **Harris EF, Newman SM, Nicholson JA.** Nitinol arch wire in a simulated oral environment; Changes in mechanical properties. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 93, pp: 508-513, 1988.
59. **Harzer W, Schroter A, Gedrange T, Muschter F.** Sensitivity of titanium brackets to the corrosive influence of fluoride containing toothpaste and tea. *Angle Orthod.* 71(4), pp: 318-323, 2001.
60. **Heravi F, Mokhber N, Shayan E.** Galvanic corrosion among different combination of orthodontic archwires and stainless steel brackets. *J Dent Mater Tech.* 3(3), pp: 118-122, 2014.
61. **Hersche S, Sifakakis I, Zinelis S, Eliades S.** Elemental, microstructural, and mechanical characterization of high gold orthodontic brackets after intraoral aging. *Biomed Eng Biomed Tech.* 62(1), pp: 97-102, 2017.
62. **House K, Sernetz F, Dymock D, Sandy JR, Ireland AJ.** Corrosion of orthodontic appliances-should we care ? *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 133, pp: 584-592, 2008.
63. **<http://www.nhs.uk/conditions/fluoride/pages/introduction.aspx>.**
64. **Huang HH, Chiu YH, Lee TH, Wu SC, Yang HW, Su KH, Hsu CC.** Ion release from NiTi orthodontic wires in artificial saliva with various acidities. *Bioamat.* 24, pp: 3585-3592, 2003.
65. **Huang HH.** Corrosion resistance of stressed NiTi and stainless steel orthodontic wires in acid artificial saliva. *J Biomed Mater Res.* 66A, pp: 829-839, 2003.
66. **Huang HH.** Surface characterizations and corrosion resistance of nickel titanium orthodontic archwires in artificial saliva of various degrees of acidity. *J Biomed Mater Res.* 74A, pp: 629-639, 2005.
67. **Huang SY, Huang JJ, Kang T, Diao DF, Duan YZ.** Coating NiTi archwires with diamond like carbon films: reducing fluoride-induced corrosion and improving frictional properties. *J Mater Sci Mater Med.* 24, pp: 2287-2292, 2013.
68. **Huang TH, Ding SJ, Min Y, Kao CT.** Metal ion release from new and recycled stainless steel brackets. *Eur J Orthod.* 26(2), pp: 171-177, 2004.
69. **Huang TH, Yen CC, Kao CT.** Comparison of ion release from new and recycled orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 120(1), pp: 86-75, 2001.

70. **Hunt NP, Golden CG, Sheriff M.** An investigation into the effects of polishing on surface hardness and corrosion of orthodontic archwires. *Angle Orthod.* 69(5), pp: 433-440, 1999.
71. **Iijima M, Endo K, Ohno H, Yonekura Y, Mizoguchi I.** Corrosion behavior and surface structure of orthodontic Ni-Ti alloy wires. *Dent Mater J.* 20(1), pp: 103-113, 2001.
72. **Iijima M, Endo K, Yuasa T, Ohno H, Hayashi K, Kakisaki M, Misoguchi I.** Galvanic corrosion behavior of orthodontic archwire alloys coupled to bracket alloys. *Angle Orthod.* Vol 76(4), pp: 705-711, 2006.
73. **Iijima M, Yuasa T, Endo K, Muguruma T, Ohno H, Mizoguchi I.** Corrosion behavior of ion implanted nickel titanium orthodontic wire in fluoride mouth rinse solutions. *Dent Mater J.* 29(1), pp: 53-58, 2010.
74. **ISO 10271 (2011).** Dentistry-Corrosion test methods for metallic materials.
75. **Jang HS, Son WS, Park SB, Kim H, Kwon YH.** Effect of acetic NaF solution on the corrosion behavior of stainless steel orthodontic brackets. *Dent Mater J.* 25(2), pp: 339-344, 2006.
76. **Kameda T, Oda H, Ohkuma K, Sano N, Batbayar N, Terashima Y, Sato S, Terada K.** Microbiologically influenced corrosion of orthodontic metallic appliances. *Dent Mat J.* 33(2), pp: 187-195, 2014.
77. **Kaneko K, Yokohama K, Moriyama K, Asaoka K, Sakai J, Nagumo M.** Delayed fracture of beta titanium orthodontic wire in fluoride aqueous solutions. *J Orofac Orthop.* 64(1), pp: 16-26, 2003.
78. **Kaneko K, Yokoyama K, Moriyama K, Asaoka K, Sakai J.** Degradation in performance of orthodontic wires caused by hydrogen absorption during short-term immersion in 2% acidulated phosphate fluoride solution. *Angle Orthod.* 74, pp: 487-495, 2004.
79. **Kang EH, Park SB, Kim H, Kwon YH.** Corrosion related changes on Ti based orthodontic brackets in acetic NaF solutions: Surface morphology, microhardness and element release. *Dent Mat J.* 27(4), pp: 555-560, 2008.
80. **Kao CT & Huang TH.** Variations in surface characteristics and corrosion behavior of metal brackets and wires in different electrolyte solutions. *Eur J Orthod.* 32, pp: 555-560, 2010.
81. **Kao CT, Ding SJ, He H, Chou MY, Huang TH.** Cytotoxicity of orthodontic wire corroded in fluoride solution in vitro. *Angle Orthod.* 77(2), pp: 349-354, 2007.
82. **Kao CT, Ding SJ, Min Y, Hsu TC, Chou MY, Huang TH.** The cytotoxicity of orthodontic metal bracket immersion media. *Eur J Orthod.* 29(2), pp: 198-203, 2007.
83. **Kao CT, Ding SJ, Wang CK, He H, Chou MY, Huang TH.** Comparison of frictional resistance after immersion of metal brackets and orthodontic wires in a fluoride containing prophylactic agent. *Am J Orthod dentofac Orthop.* 130, pp: 568-577, 2006.

84. **Karov J & Hinberg I.** Galvanic corrosion of selected dental alloys. *J Oral Rehab.* 28, pp: 212-219, 2001.
85. **Kassab EJ and Gomes JP.** Assessment of nickel titanium and beta titanium corrosion resistance behavior in fluoride and chloride environments. *Angle Orthodontist.* 83, pp: 864-869, 2013.
86. **Katic V, Curkovic HO, Semenski D, Barsic G, Marusic K, Spalj S.** Influence of surface layer on mechanical and corrosion properties of nickel-titanium orthodontic wires. *Angle Orthod.* 84, pp: 1041-1048, 2014.
87. **Keith O & Jones SP.** The influence of bracket material, ligation force and wear on frictional resistance of orthodontic brackets. *Br J Orthod.* 20, pp: 109-115, 1993.
88. **Keruoso H, Moe G, Hensten-Pettersen A.** Salivary nickel and chromium in subjects with different types of fixed orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 111(6), pp: 595-598, 1997.
89. **Kim H & Johnson JW.** Corrosion of stainless steel, nickel-titanium, coated nickel-titanium, and titanium orthodontic wires. *Angle Orthod.* 69(1), pp: 39-44, 1999.
90. **Kobayashi S, Ohgoe Y, Ozeki K, Hirakuri K, Aoki H.** Dissolution effect and cytotoxicity of diamond-like carbon coatings on orthodontic archwires. *J Mater Sci Mater Med.* 18(12), pp: 2263-2268, 2007.
91. **Kocadereli I, Atac A, Kale S, Ozer D.** Salivary nickel and chromium in patients with fixed orthodontic appliances. *Angle Orthod.* 7(6), pp: 431-434, 2000.
92. **Kolokitha OE, Kaklamanos EG, Papadopoulos MA.** Prevalence of nickel hypersensitivity in orthodontic patients: a meta-analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 134, pp: 722.e1-12, 2008.
93. **Kotha RS, Alla RK, Shammam M, Ravi RK.** An overview of orthodontic wires. *Trends Biomater. Artif. Organs.* 28(1), pp: 32-36, 2014.
94. **Krauss G.** Martensite formation in austenitic stainless steels. In *steels: Heat treatment and processing principles*. Materials Park, OH: ASM International, pp: 366-370, 1989.
95. **Krishnan M, Saraswathy S, Kumar AV, Varthini NP, Sukumaran K, Pawar VR, Arora V.** Corrosion resistance of surface modified nickel titanium archwires. *Angle Orthod.* 84(2), pp: 358-367, 2014.
96. **Krishnan V, Krishnan A, Remya R, Ravikumar KK, Nair SA, Shibli SM, Varna JK, Sukumaran K, Kumar KJ.** Development and evaluation of two PVD-coated β -titanium orthodontic archwires for fluoride induced corrosion protection. *Acta Biomater.* 7, pp: 1913-1927, 2011.
97. **Kuhta M, Pavlin D, Slaj M, Varga S, Lapter-Varga M, Slaj M.** Type of archwire and level of acidity: effects on the release of metal ions from orthodontic appliances. *Angle Orthod.* 79(1), pp: 102-110, 2009.

98. **Kusy RP & Whitley JQ.** Influence of archwire and bracket dimension on sliding mechanics: derivations and determinations of the critical contact angle for binding. *Eur J Orthod.* 21, pp: 199-208, 1999.
99. **Kusy RP & Whitley JQ.** Resistance to sliding of orthodontic appliances in the dry and wet states: influence of archwire alloy, interbracket distance, and bracket engagement. *J Biomed Mater Res.* 52, pp: 797-811, 2000.
100. **Laurent F, Grosogeat B, Reclaru L, Dalard F, Lissac M.** Comparison of corrosion behavior in presence of oral bacteria. *Biomater.* 22, pp: 2273-2282, 2001.
101. **Lee SH & Chang Y.** Effects of recycling on the mechanical properties and the surface topography of nickel-titanium alloy wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 120, pp: 654-663, 2001.
102. **Lee TH, Huang TK, Lin SY, Chen K, Chou MY, Huang HH.** Corrosion resistance of different nickel titanium archwires in acidic fluoride containing artificial saliva. *Angle Orthod.* 80, pp: 547-553, 2010.
103. **Li X, Wang J, Han EH, Ke W.** Influence of fluoride and chloride on corrosion behavior of NiTi orthodontic wires. *Acta Biomater.* 3, pp: 807-815, 2007.
104. **Lin MC, Lin SC, Lee TH, Huang HH.** Surface analysis and corrosion resistance of different stainless steel orthodontic brackets in artificial saliva. *Angle Orthod.* 76, pp: 322-329, 2006.
105. **Lindsten R & Kurol J.** Orthodontic appliances in relation to nickel hypersensitivity: review. *J Orofac Orthop.* 58, pp: 100-108, 1997.
106. **Liu GT, Duh JG, Chung K, Wang J.** Mechanical characteristics and corrosion behavior of (Ti, Al) N coating on dental alloys. *Surface & Coating Technol.* 200, pp: 2100-2105, 2005.
107. **Liu IH, Lee TM, Chang CY, Liu CK.** Effect of load deflection on corrosion behavior of NiTi wire. *J Dent Res.* 86(6), pp: 539-543, 2007.
108. **Liu JK, Lee TM, Liu IH.** Effect of loading force on the dissolution behavior and surface properties of nickel titanium orthodontic archwires in artificial saliva. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 140, pp: 116-176, 2011.
109. **Luft S, Keilig L, Jager A, Bourauel C.** In-vitro evaluation of the corrosion behavior of orthodontic brackets. *Orthod Craniofac Res.* 12, pp: 43-51, 2009.
110. **Maia LH, Filho I, Ruellas AC, Araujo MT, Vaitsman DS.** Corrosion behavior of self-ligating and conventional metal brackets. *Med Sci Monit.* 25(20), pp: 860-865, 2014.
111. **Maijer R & Smith DC.** Biodegradation of the orthodontic bracket system. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 90, pp: 195-198, 1986.
112. **Marques IS, Araujo AM, Gurgel JA, Normando D.** Debris, roughness and friction of stainless steel archwires following clinical use. *Angle Orthod.* 80, pp: 521-527, 2010.

113. **Martin-Camean A, Jos A, Calleja A, Gil F, Iglesias A, Solano E, Camean AM.** Validation of a method to quantify titanium, vanadium and zirconium in oral mucosal cells by inductively coupled plasma-mass spectrometry (ICP-MS). *Talanta*. 118, pp: 238-244, 2014.
114. **Martin-Camean A, Jos A, Calleja A, Gil F, Iglesias-Linares A, Solano E, Camean AM.** Development and validation of an inductively coupled plasma mass spectrometry (ICP-MS) method for the determination of cobalt, chromium, copper and nickel in oral mucosal cells. *Microchem J*. 114, pp: 73-79, 2014.
115. **Martin-Camean A, Molina-Villalba I, Jos A, Iglesias-Linares A, Solano E, Camean AM, Gil F.** Biomonitorization of chromium, copper, iron, manganese and nickel in scalp hair from orthodontic patients by atomic absorption spectrometry. *Environ Toxicol Pharmacol*. 37, pp: 759-771, 2014.
116. **Mendes BAB, Ferreira RAN, Pithon MM, Horta MCR, Oliveira DD.** Physical and chemical properties of orthodontic brackets after 12 and 24 months: in situ study. *J Appl Oral Sci*. 22(3), pp: 194-203, 2014.
117. **Mikulewicz M, Chojnacka K, Wolowiec P.** Release of metal ions from fixed orthodontic appliance: an in vitro study in continuous flow system. *Angle Orthod*. 84, pp: 140-148, 2014.
118. **Mikulewicz M, Chojnacka K, Wozniak B, Downarowicz P.** Release of metal ions from orthodontic appliances: An in vitro study. *Biol Trace Elem Res*. 146, pp: 272-280, 2012.
119. **Mikulewicz M, Chojnacka K, Zielinska A, Michalak I.** Exposure to metals from orthodontic appliances by hair mineral analysis. *Environ Toxicol Pharmacol*. 32, pp: 10-16, 2011.
120. **Mikulewicz M, Wolowiec P, Jneczek M, Gedrange T, Chojnacka K.** The release of metal ions from orthodontic appliances. *Animal Tests. Angle Orthodontist*. 84(4), pp: 673-679, 2014.
121. **Mikulewicz M, Wolowiec P, Loster B, Chojnacka K.** Metal ions released from fixed orthodontic appliance affect hair mineral content. *Biol Trace Elem Res*. 163, pp: 11-18, 2015.
122. **Mikulewicz M, Wolowiec P, Loster BW, Chojnacka K.** Do soft drinks affect metal ions release from orthodontic appliances? *J Trace Elem Med Biol*. 31, pp: 74-77, 2015.
123. **Milheiro A, Kleverlaan C, Muris J, Feilzer A, Pallav P.** Nickel release from orthodontic retention wires-the action of mechanical loading and pH. *Dent Mater*. 28, pp: 548-553, 2012.
124. **Mirjalili M, Mormeni M, Ebrahimi N, Moayed MH.** Comparative study on corrosion behavior of Nitinol and stainless steel orthodontic wires in simulated saliva solution in presence of fluoride ions. *Mat Sci Eng C*. 33, pp: 2084-2093, 2013.

125. **Mockers O, Deroze D, Camps J.** Cytotoxicity of orthodontic band, brackets and archwires in vitro. *Dent Mater.* 18, pp: 311-317, 2002.
126. **Moore JC & Waters NE.** Factors affecting tooth movement in sliding mechanics. *Eur J Orthod.* 15, pp: 235-241, 1993.
127. **Natarayan M, Padmanabhan, Chitharanjan A, Narasimhan M.** Evaluation of the genotoxic effects of fixed appliances on oral mucosal cells and the relationship to nickel and chromium concentrations: An in vivo study. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 140, pp: 383-388, 2011.
128. **Nayak RS, Shafiuddin B, Pasha A, Vinay K, Narayan A, Shetty SV.** Comparison of galvanic currents generated between different combinations of orthodontic brackets and archwires using Potentiostat: An in Vitro study. *J Inter Oral Health.* 7(7), pp: 29-35, 2015.
129. **Nelson HG, Williams DP, Stein JE.** Environmental hydrogen embrittlement of α - β titanium alloy: Effect of microstructure. *Metall Trans.* 3, pp: 469-475, 1972.
130. **Neumann P, Bourauel C, Jager A.** Corrosion and permanent fracture resistance of coated and conventional orthodontic wires. *J Mater Sci Mater Med.* 13(2), pp: 141-147, 2002.
131. **Normando D, Araujo AM, Marques IS, Barroso CG, Miguel JA.** Archwire cleaning after intraoral ageing: the effects on debris, roughness and friction. *Eur J Orthod.* 35, pp: 223-229, 2013.
132. **Ntasi A, Jabbari TA, Mueller WF, Eliades G, Zinelis S.** Metallurgical and electrochemical characterization of contemporary silver based soldering alloys. *Angle Orthod.* Vol 84 (3), pp: 508-514, 2014.
133. **Ogata RH, Nanda RS, Duncanson MG.** Frictional resistances in stainless steel bracket wire combinations with effects of vertical deflections. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 109, pp: 535-542, 1996.
134. **Ogawa T, Yokoyama K, Asaoka K, Sakai J.** Hydrogen absorption behavior of beta titanium alloy in acid fluoride solutions. *Biomater.* 25(12), pp: 2419-2425, 2004.
135. **Oh KT & Kim KN.** Ion release and cytotoxicity of stainless steel wires. *Eur J Orthod.* 27, pp: 533-540, 2005.
136. **Ortiz AJ, Fernandez E, Vicente A, Calvo JL, Ortiz C.** Metallic ions released from stainless steel, nickel free and titanium orthodontic alloys: toxicity and DNA damage. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 140, pp: 115-122, 2011.
137. **Oshida Y, Sachdeva RCL, Miyazaki S.** Microanalytical characterization and surface modification of NiTi orthodontic archwires. *Bio-Med Mat Engineer.* 101, pp: 525-532, 1992.
138. **Ousehal L & Lazrak L.** Change in nickel levels in the saliva of patients with fixed orthodontic appliances. *Int Orthod.* 10, pp: 190-197, 2012.

139. **Pakshir M, Bagheri T, Kazemi MR.** In vitro evaluation of the electrochemical behavior of stainless steel and Ni-Ti orthodontic archwires at different temperatures. *Eur J Orthod.* 35, pp: 407-413, 2013.
140. **Papadopoulou K & Eliades T.** Microbiologically influenced corrosion of orthodontic alloys: a review of proposed mechanisms and effects. *Aust Orthod J.* 25(1), pp: 63-75, 2009.
141. **Park HY & Shearer TR.** In vitro release of nickel and chromium from simulated orthodontic appliances. *Am J Orthod.* 84(2), pp: 156-159, 1983.
142. **Peterson L, Spencer R, Andreasen GF.** Comparison of frictional resistance of nitinol and stainless steel wires in edgewise brackets. *Quint. Int.* 13, pp: 563-571, 1982.
143. **Petoumeno E, Arndt M, Keilig L, Reimann S, Hoederath H, Eliades T, Jager A, Bourauel C.** Nickel concentration in the saliva of patients with nickel titanium orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 135, pp: 59-65, 2009.
144. **Petoumeno E, Kislyuk M, Hoederath H, Keilig L, Bourauel C, Jager A.** Corrosion susceptibility and nickel release of nickel titanium wires during clinical application. *J Orofasc Orthop.* 69, pp: 411-423, 2008.
145. **Platt JA, Guzman A, Zuccari A, Thornburg DW, Rhodes BF, Oshida Y, Moore BK.** Corrosion behavior of 2205 duplex stainless steel. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* (112), pp:69-79, 1997.
146. **Pun DK & Berzins DW.** Corrosion behavior of shape memory, superelastic and nonsuperelastic nickel titanium based orthodontic wires at various temperatures. *Dent Mat.* 24, pp: 221-227, 2008.
147. **Ramalingam A, Kailasam V, Padmanabhan S, Chitharanjan A.** The effect of topical fluoride agents on the physical and mechanical properties of NiTi and copper NiTi archwires. An in vivo study. *Aust Orthod J.* 24(1), pp: 26-31, 2008.
148. **Ramazanzadeh BA, Ahrari F, Sabzevari B, Habibi S.** Nickel ion release from three types of nickel titanium based orthodontic archwires in the as received state and after oral simulation. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospect.* 8(2), pp: 71-76, 2014.
149. **Regis S, Soares P, Camargo ES, Filho OG, Tanaka O, Maruo H.** Biodegradation of orthodontic metallic brackets and associated implications for friction. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 140, pp: 501-509, 2011.
150. **Reimann S, Rewari A, Keilig L, Widu F, Jager A, Bourauel C.** Material testing of reconditioned orthodontic brackets. *J Orofasc Orthop.* 73(6), pp: 454-466, 2012.
151. **Rerhrhaye W, Bahije L, Mabrouk KE, Zaoui F, Marzouk N.** Degradation of the mechanical properties of orthodontic NiTi alloys in the oral environment: An in vitro study. *Dent Press J Orthod.* 19(2), pp: 108-114, 2014.
152. **Riley JL, Garrett SG, Moon PC.** Frictional force of ligated plastic and metal edgewise brackets. *J Dent Res.* 58, pp: 98-102, 1979.

153. **Rondelli G & Vicentini B.** Evaluation by electrochemical tests of the passive film stability of equiatomic Ni-Ti alloy also in the presence of stress induced martensite. *J Biomed Mater Res.* 51(1), pp: 47-54, 2000.
154. **Rondelli G & Vicentini B.** Localized corrosion behavior in simulated human body fluids of commercial Ni-Ti orthodontic wires. *Biomater.* 20, pp: 785-792, 1999.
155. **Rongo R, Ametrano G, Gloria A, Spagnuolo G, Galeotti A, Paduano S, Valletta R, D'Anto V.** Effects of intraoral aging on surface properties of coated nickel-titanium archwires. *Angle Orthod.* 84(4), pp: 665-672, 2014.
156. **Saranya R, Rajendran S, Krishnaveni A, Pandiarajan M, Nagalakshmi R.** Corrosion resistance of metals and alloys in artificial saliva-an overview. *Eur Chem Bull.* 2, pp: 163-170, 2013.
157. **Sarkar NK, Redmond W, Schwaninger B, Goldberg AJ.** The chloride corrosion behavior of four orthodontic wires. *J Oral Rehab.* 10, pp: 121-128, 1983.
158. **Schiff N, Boinet M, Morgon L, Lissac M.** Galvanic corrosion between orthodontic wires and brackets in fluoride mouthwashes. *Eur J Orthod.* 28, pp: 298-304, 2006.
159. **Schiff N, Dalard F, Lissac M, Morgon L, Grosogeat B.** Corrosion resistance of three orthodontic brackets: a comparative study of three fluoride mouthwashes. *Eur J Orthod.* 27(6), pp: 541-549, 2005.
160. **Schiff N, Grosogeat B, Lissac M, Dalard F.** Influence of fluoridated mouthwashes on corrosion resistance of orthodontic wires. *Biomater.* 25, pp: 4535-4542, 2004.
161. **Schiff N, Grosogeat B, Lissac M, Dalard F.** Influence of fluoride content and pH on the corrosion resistance of titanium and its alloys. *Biomater.* 25, pp: 1995-2002, 2002.
162. **Schultz JC, Connelly E, Glesne L, Warshaw EM.** Cutaneous and oral eruption from oral exposure to nickel in dental braces. *Dermat.* 15(3), pp: 154-157, 2004.
163. **Schuster G, Reichle R, Bauer RR, Schopf PM.** Allergies induced by orthodontic alloys: incidence and impact on treatment. Results of a survey in private orthodontic offices in the federal state of Hesse, Germany. *J Orofac Orthop.* 65(1), pp: 48-59, 2004.
164. **Schwaninger B, Sarker NK, Foster BE.** Effect of long-term immersion corrosion on the flexural properties of nitinol. *Am J Orthod.* 82, pp: 45-49, 1982.
165. **Seagal N, Hell J, Berzins DW.** Influence of stress and phase on corrosion of superelastic nickel-titanium orthodontic wire. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 135: 764-770, 2009.
166. **Sears FW, Zamansky MW, Young HD.** University physics, 6th ed. Addison-Wesley, New York, 1982.

167. **Sectos JC, Mahani AB, Silvio LD, Mjor IA, Wilson NHF.** The safety of nickel containing dental alloys. *Dent Mater.* 22, pp: 1163-1168, 2006.
168. **Senkutvan RS, Jacob S, Charles A, Vadgaonkar V, Jatol-Tekade S, Gangurde P.** Evaluation of nickel ion release from various orthodontic arch wires: An in vitro study. *Orthod Fr.* 84(4), pp: 367-381, 2014.
169. **Sfondrini MF, Cacciafesta V, Maffia E, Massironi S, Scribante A, Alberti G, Biesuz R, Klersy C.** Chromium release from new stainless steel, recycled and nickel free orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 79, pp: 361-367, 2008.
170. **Sfondrini MF, Cacciafesta V, Maffia E, Scribante A, Alberti G, Biesuz R, Klersy C.** Nickel release from new conventional stainless steel, recycled and nickel free orthodontic brackets: an in vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 137, pp: 809-815, 2010.
171. **Shahabi M, Jhanbin A, Esmaily H, Sharifi H, Salari S.** Comparison of some dietary habits on corrosion behavior of stainless steel brackets: an in vitro study. *J Clin Pediatr Dent.* 35(4), pp: 429-432, 2011.
172. **Sheibaninia A.** Effect of thermocycling on nickel release from orthodontic arch wires: an in vitro study. *Biol Trace Elem Res.* 162, pp: 353-359, 2014.
173. **Sheikh T, Ghorbani M, Tahmasbi S, Yaghoubneja Y.** Galvanic corrosion of orthodontic brackets and wires in acidic artificial saliva: Part II. *J Dent Sch.* 33(1), pp: 88-97, 2015.
174. **Shin JS, Oh KT, Hwang CJ.** In vitro surface corrosion of stainless steel and NiTi orthodontic appliances. *Aust Orthod J.* 19(1), pp: 13-18, 2003.
175. **Siargos B, Bradley TG, Darabara M, Papadimitriou G, Zinelis S.** Galvanic corrosion of metal injection molded (MIM) and conventional brackets with Nickel-Titanium and Copper-Nickel-Titanium archwires. *Angle Orthodontist*, vol 77 (2), pp: 355-360, 2007.
176. **Singh DP, Sehgal V, Pradhan KL, Chandna A, Gupta R.** Estimation of nickel and chromium in saliva of patients with fixed orthodontic appliances. *World J Orthod.* 9(3), pp: 196-202, 2008.
177. **Singh R and Dahotre NB.** Corrosion degradation and prevention by surface modification of biometallic materials. *J Mat Sci: Mat in Med.* 18, pp: 725-751, 2007.
178. **Soteriou D, Ntasi A, Papagiannoulis L, Eliades T, Zinelis S.** Decomposition of Ag-based soldering alloys used in space maintainers after intraoral exposure. A retrieval analysis study. *Acta Odont Scand.*, 72, pp: 130-138, 2014.
179. **Souza RM & Menezes LM.** Nickel, chromium and iron levels in the saliva of patients with simulated fixed orthodontic appliances. *Angle Orthod.* 78(2), pp: 345-350, 2008.
180. **Speck KM & Fraker AC.** Anodic polarization behavior of Ti-Ni and Ti-6Al-4V in simulated physiological solution. *J Dent Res.* 59, pp: 1590-1595, 1980.

181. **Spencer AJ.** The use of fluorides in Australia: guidelines. Australian Dental Journal 51, pp: 195-199, 2006.
182. **Staffolani N, Damiani F, Lilli C, Guerra M, Staffolani NJ, Belcastro S, Locci P.** Ion release from orthodontic appliances. J Dent. 27, pp: 449-454, 1999.
183. **Starkjaer L & Menne T.** Nickel allergy and orthodontic treatment. Eur J Orthod. 12, pp: 284-289, 1990.
184. **Suarez C, Vilar T, Gil J, Sevilla P.** In vitro evaluation of surface topographic changes and nickel release of lingual orthodontic archwires. J Mater Sci Mater Med. 21, pp: 675-683, 2010.
185. **Svanberg M, Ljunglof S, Thilander B.** Streptococcus mutans and Streptococcus sanguis in plaque from orthodontic bands and brackets. Eur J Orthod. 6, pp: 132-136, 1984.
186. **Tahmasbi S, Ghorbani M, Masudrad M.** Galvanic corrosion of and ion release from various orthodontic brackets and wires in a fluoride-containing mouthwash. J Dent Res Dent Clin Dent Prospect. 9(3), pp: 159-165, 2015.
187. **Tahmasbi S, Sheikh T, Hemmati YB.** Ion release and galvanic corrosion of different orthodontic brackets and wires in artificial saliva. J Contemp Dent Pract. 18(3), pp: 222-227, 2017.
188. **Vahed A, Lachman N, Robert D.** Failure investigation of soldered stainless steel orthodontic appliances exposed to artificial saliva. Dent Mat. 23, pp: 855-861, 2007.
189. **Varma DP, Chidambaram S, Reddy KB, Vijay M, Ravindranath D, Prasad MR.** Comparison of galvanic potential of metal injection molded brackets to that of conventional metal brackets with nickel-titanium and copper nickel-titanium archwire combinations. J Contemp Dent Pract. 14(3), pp: 488-495, 2013.
190. **Veien NK, Borchorst E, Hattel T, Laurberg G.** Stomatitis or systemically induced contact dermatitis from metal wire in orthodontic materials. Cont Dermat. 30, pp: 210-213, 1994.
191. **von Fraunhofer JA.** Corrosion of orthodontic devices. Sem Orthod. 3, pp: 198-205, 1997.
192. **Walker MP, White RJ, Kula KS.** Effect of fluoride prophylactic agents on mechanical properties of nickel-titanium based orthodontic archwires. Am J Orthod Dentofac Orthop. 127, pp: 662-669, 2005.
193. **Wang J, Li N, Rao G, Han EH, Ke W.** Stress corrosion cracking of NiTi in artificial saliva. Dent Mat. 23(2), pp: 133-137, 2007.
194. **Wichelhaus A, Geserick M, Hibst R, Sander FG.** The effect of surface treatment and clinical use on friction in NiTi orthodontic wires. Dent Mater. 21, pp: 938-945, 2005.
195. **Widu F, Drescher D, Junker R, Bourauel C.** Corrosion and biocompatibility of orthodontic wires. J Mater Sci Mater Med. 10(5), pp: 275-281, 1999.

196. **Wiechmann D.** A new bracket system for lingual orthodontic treatment. Part 1: Theoretical background and development. *J Orofac Orthop.* 63, pp: 234-245, 2002.
197. **Yokoyama K, Hamada K, Moriyama K, Asaoka K.** Degradation and fracture of NiTi superelastic wire in oral cavity. *Biomater.* 22: 2257-2262, 2001.
198. **Yokoyama K, Kaneko K, Moriyama K, Asaoka K, Sakai J, Nagumo M.** Delayed fracture of Ni-Ti superelastic alloys in acidic and neutral fluoride solutions. *J Biomed Mater Res.* 69A, pp: 105-113, 2004.
199. **Yokoyama K, Kaneko K, Moriyama K, Asaoka K, Sakai J, Nagumo M.** Fracture associated with hydrogen absorption of sustained tensile-loaded titanium in acid and neutral fluoride solutions. *J Biomed Mater Res.* 68A, pp: 150-158, 2004.
200. **Yokoyama K, Kaneko K, Moriyama K, Asaoka K, Sakai J, Nagumo M.** Hydrogen embrittlement of Ni-Ti superelastic alloy in fluoride solution. *J Biomed Mater Res.* 65A, pp: 182-187, 2003.
201. **Yokoyama K, Kaneko K, Ogawa T, Moriyama K, Asaoka K, Sakai J.** Hydrogen embrittlement of work-hardened Ni-Ti alloy in fluoride solutions. *Biomater.* 26, pp: 101-108, 2005.
202. **Yokoyama K, Yazaki Y, Sakai J.** Inhibition of hydrogen embrittlement of NiTi superelastic alloy in acid fluoride solution by hydrogen peroxide addition. *J Bioamed Mater Res.* 98A, pp: 404-411, 2011.
203. **Yonekura Y, Endo K, Iijima M, Ohno H, Mizoguchi I.** In vitro corrosion characteristics of commercially available orthodontic wires. *Dent Mat J.* 23(2), pp: 197-202, 2004.
204. **Zhang C, Sun X, Zhao S, Yu W, Sun D.** Susceptibility to corrosion and in vitro biocompatibility of a laser welded composite orthodontic arch wire. *Ann Biomed Eng.* 42, pp: 222-230, 2014.
205. **Zinelis S, Annousaki O, Eliades T, Makou M.** Elemental composition of brazing alloys in metallic orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 74, pp: 394-399, 2004.
206. **Zinelis S, Annousaki O, Eliades T, Makou M.** Metallographic structure and hardness of titanium orthodontic brackets. *J Orofac Orthop.* 64, pp: 426-433, 2003.
207. **Zinelis S, Annousaki O, Makou M, Eliades T.** Metallurgical characterization of orthodontic brackets produced by metal injection molding (MIM). *Angle Orthod.* 75(6), pp: 1024-1031, 2005.
208. **Zinelis S, Eliades T, Pandis N, Eliades G, Bourauel C.** Why do nickel-titanium archwires fracture intraorally? Fractographic analysis and failure mechanism of in vivo fractured wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 132(1), pp: 84-89, 2007.

209. **Zinelis S, Sifakakis I, Katsaros C, Eliades T.** Microstructural and mechanical characterization of contemporary lingual orthodontic brackets. *Eur J Orthod.* 36, pp: 389-393, 2014

**NATIONAL AND KAPODISTRIAN UNIVERSITY OF ATHENS
SCHOOL OF DENTISTRY
POSTGRADUATE COURSE OF DENTAL BIOMATERIALS**

**Galvanic coupling of lingual orthodontic brackets with representative
types of orthodontic wires**

**Polychronis Georgios
Dentist, postgraduate student**

ATHENS, 2018

SUMMARY

Introduction: Orthodontic lingual brackets were introduced in clinical practice in order to satisfy the demand for invisible treatment. The Au alloy fabricated customized Incognito lingual brackets (3M Unitek) show superior tooth adaptation and biocompatibility in comparison to the stainless steel conventional ones. But, does this superiority apply for their galvanic behavior when coupled to different alloys as well? In the relevant literature there are a lot of studies regarding stainless steel fixed appliances but this is not the case for lingual brackets and in particular made of Au alloy where the research data are scarce.

Aim: The aim of this study was to measure the potential difference of coupled lingual orthodontic brackets and arch wires in different electrolyte media containing chlorides and fluorides.

Materials and Methods: The study included three types of orthodontic lingual brackets of 0.022" (0.5588 mm) slot size corresponding to central incisors. These were Incognito™ (3M Unitek, USA), In-Ovation L (DENTSPLY GAC, USA) and STb™-L (Light Lingual System, ORMCO, USA). Furthermore, they were used rectangular stainless steel orthodontic archwires 0.017 x 0.025" (0.4318 x 0.635 mm) (Steel Arch Wires, FORESTADENT, GERMANY) as well as NiTi of similar size (Neo Sentalloy, DENTSPLY GAC, USA).

The surface of all brackets and wires tested were initially imaged by SEM (SEM, and then all materials were embedded in epoxy resin molds with their longitudinal axis oriented vertically and parallel to the horizontal plane, respectively. Subsequently, the fixed appliances were ground and polished in a grinding/polishing machine. The surface characterization was accomplished by acquisition of secondary (SEI) and compositional backscattered (BEI) electron images under high vacuum conditions. X-ray energy dispersive spectroscopy (EDS) was used for the elemental analysis of orthodontic wires and brackets, whereas X-ray diffraction analysis (XRD) was employed for the analysis of their crystallographic structure.

Proper length stainless steel metallic rods were laser welded to the bases of lingual orthodontic brackets. The orthodontic archwires, the bases of the brackets and a portion of the welded rods were insulated with non-conductive epoxy resin and elastic rubber tube on top. The galvanic cell apparatus consisted of a glass

container for the electrolyte, a plexiglass top permitting the entrance of a coupled bracket-orthodontic archwire, a voltmeter and a personal computer. The construction of electrochemical cell and the measurement procedure of galvanic potential difference complied with the ASTM G71-81 (reapproved 2009) standard. The measurement of galvanic potential difference was performed for 48 h until a plateau was reached. Two water electrolyte solutions were used. The first one was an acidic (pH=2.3) solution of 0.1M lactic acid and 0.1M NaCl according to ISO 10271/2011. The second one was a neutral (pH=6.5) water based solution of 0.3% NaF corresponding to 1394 ppm F⁻. In total six combinations of orthodontic wires and brackets were used for each electrolyte.

Results: Incognito were three-phases, single piece, Au alloy brackets. The heavy phase was mainly characterized by Ir. STb and In-Ovation brackets were two piece appliances made of steel of different consistency for the base and wings. The two bracket pieces were joined together with Au alloy brazing (STb) or welded (In-Ovation L). In-Ovation L base was composed of a three-phases alloy, while the wing and both parts of the STb were single-phase compounds. The elemental analysis showed that the bases of both brackets match the composition of martensitic steel AISI 316 (Fe, Cr: 16-18%, Ni: 10-14%, Mo: 2-3% P, S, C-ASTM A240) and the wings austenitic steel PH 17-4 (Fe, Cr: 15-17,5%, Ni: 3-5%, Cu: 3-5%, C, P, S, Si, Mn, Nb-ASTM A693). Furthermore, the stainless steel Forestadent orthodontic archwires did not show mean atomic number difference areas and were close to austenitic steel composition AISI 304 (Fe, Cr: 18-20%, Ni: 8-10,5%, P, S, Si, C). Similarly, the NeoSentalloy archwires were single-phase compounds made of 52,5% Ni and 47,5% Ti. The crystallographic analysis showed the presence of martensitic and austenitic phases for the stainless steel and the predominance of austenitic phase for the NiTi archwires.

Electrochemically, Incognito brackets showed the lowest potential difference in NaCl for both archwire combinations (SS=-19 mV, NiTi= +3.5 mV) while STb the highest (SS=-58 mV, NiTi=-94.5 mV). In between were placed In-Ovation L brackets (-23.5 mV, -8.5 mV). On the other hand, the NaF electrolyte had minimal effects on SS-bracket couples but this was not the case for NiTi. In particular, Incognito brackets showed the highest potential difference (+319 mV) followed by STb (+202.5 mV) and In-Ovation L (+55 mV).

Conclusions: Under the limitations of this experimental research the following conclusions could be extracted:

- In contrast to Cl⁻ ions, F⁻ ones influenced negatively all the NiTi lingual bracket couples galvanic potential.
- All bracket couples with SS orthodontic archwire under research showed high resistance to galvanic phenomena irrespective to the electrolyte used. The combination of Au alloy (either as a bracket or as a brazing) with NiTi orthodontic archwire, in the presence of F⁻ ions, is vulnerable to galvanic corrosion.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ

Παράθεση της μεθόδου και των αποτελεσμάτων δημοσιευμένων εργασιών ταξινομημένες κατά φθίνουσα χρονολογική σειρά:

1. Διαβρωτική συμπεριφορά των μεταλλικών αγκυλίων και συρμάτων ως μονήρη υλικά (Πιν. 1).
2. Απελευθέρωση ιόντων από ορθοδοντικά αγκύλια και σύρματα in Vitro (Πιν. 2).
3. Ανίχνευση ιόντων μετά από τη χρήση μεταλλικών ορθοδοντικών αγκυλίων και συρμάτων σε δείγματα ιστών (in Vivo) (Πιν. 3).
4. Γαλβανικό δυναμικό συνδυασμών μεταλλικών ορθοδοντικών αγκυλίων και συρμάτων in Vitro (Πιν. 6).

Πίνακας 1. Μελέτες της διαβρωτικής συμπεριφοράς ορθοδοντικών μεταλλικών αγκυλίων και συρμάτων ως μονήρη υλικά, ταξινομημένες κατά αύξουσα χρονολογική σειρά. OCP=Open circuit potential, I_{cor} =Corrosion current, SEM=Scanning electron microscope, AFM=Atomic force microscopy, AAS=Atomic absorption spectroscopy, AES=Atomic emission spectroscopy, GF-AAS=(Graphite furnace AAS), EDX=Energy dispersive x-ray spectroscopy, XPS=X-ray photoelectron spectroscopy, CPT=(Current position transmitter).

Άρθρα	Αντίσταση στη διάβρωση - Μέθοδος	Ηλεκτρολύτης - Συνθήκες	Αποτελέσματα
Krishnan et al. 2014	Επικαλυμμένα σύρματα NiTi (ελέγχθηκαν για την αντίσταση στη διάβρωση (OCP, I_{cor} , ποτενσιόμετρο) και την επιφανειακή τραχύτητα (SEM, EDA, AFM). Group 1 (Nitride/Bioforce, GAC), Group 2 (Gold/Truegold, Ortho Tech.), Group 3 (Oxide/Black diamond, Class 1 Orthod.), Group 4 (Teflon/Titanol, Forestadent), Group 5 (Epoxy resin/Europa, G&H), Group 6 (conventional NiTi/Ortho Org.).	Δ/μα Ringer's, 37°C. Το ηλεκτρόδιο του καλομέλανα χρησιμοποιήθηκε ως αναφορά.	Τα διαβρωτικά δυναμικά και η αντίσταση στη διάβρωση είχε την εξής σειρά: G6 (204 mV) < G1 (333 mV) < G5 (346 mV) < G3 (523 mV) < G2 (872 mV) < G4 (1181 mV). Η επικάλυψη κατά συνέπεια αυξάνει την αντίσταση στη διάβρωση. Όσον αφορά την επιφανειακή τραχύτητα η σειρά ήταν ελαφρώς διαφορετική: G3<G1<G4<G2<G5<G6. Δεν παρατηρήθηκε άμεση συσχέτιση μεταξύ επιφανειακής αδρότητας και αντίστασης στη διάβρωση.
Katic et al. 2014	3 τύποι NiTi 0,020x0,020" Bioforce Sentalloy της GAC, Dentsply (NiTi with untreated surface/Rh coated-high aesthetic/N implanted NiTi-ion guard) μελετήθηκαν όσον αφορά τη διαβρωτική τους συμπεριφορά με τη βοήθεια ποτενσιόμετρου και πραγματοποιήθηκε επιπλέον SEM/EDX, Ra, Bend testing.	Δ/μα τεχνητού σάλιου, pH=4,8 με προσθήκη γαλακτικού οξέος, 37°C. Το ηλεκτρόδιο του καλομέλανα χρησιμοποιήθηκε ως αναφορά.	Η επικάλυψη με ρόδιο μείωσε την ελαστικότητα και αύξησε τις δυνάμεις κατά τη φόρτιση. Η επικάλυψη αυξάνει την επιφανειακή αδρότητα (ιδιαίτερα του ροδίου). Η επικάλυψη με νιτρίδιο βελτιώνει την αντίσταση στη διάβρωση ενώ στην περίπτωση του ροδίου τη μειώνει λόγω του γαλβανικού φαινομένου μεταξύ του εξωτερικού στρώματος και της υποκείμενης βάσης του. Επιπλέον, η διάβρωση με βελονισμούς φαίνεται ότι ευνοείται με επικάλυψη ροδίου.
Kassab et al. 2013	Σύρματα NiTi (Memory-Metalle GmbH) και β-NiTi (GAC) μελετήθηκαν για την αντίσταση στη διάβρωση σε ηλεκτρολυτικό περιβάλλον παρουσία φθορίου και χλωρίου. Η ένταση του ρεύματος και το δυναμικό μετρήθηκαν με τη βοήθεια ποτενσιόμετρου.	Δ/μα NaCl 0,15M με διαφορετικής συγκέντρωσης NaF (0, 0.02, 0.04, 0.05, 0.07 και 0.12M), pH=5,5. Το ηλεκτρόδιο του καλομέλανα χρησιμοποιήθηκε ως αναφορά.	Η αύξηση ιόντων φθορίου σχετίζονται με μειωμένη αντίσταση στη διάβρωση των συρμάτων NiTi (E_{cor} = -315, -383, -409, -414, -428 mV για τις αντίστοιχες συγκεντρώσεις NaF κατά αύξουσα συγκέντρωση). Τα σύρματα β-NiTi (-130 mV) παρουσιάζουν μεγαλύτερη αντίσταση στη διάβρωση σε σχέση με τα NiTi (-315 mV). Στα δ/τα με συγκέντρωση 0,04-0,04M NaF, τα σύρματα NiTi χαρακτηρίζονταν από εντοπισμένη διάβρωση, η οποία μεταπίπτει σε γενικευμένη σε μεγαλύτερες συγκεντρώσεις.

Mirjalili et al. 2013	Σύρματα Nitinol (Dentaurum) και SS304 (Tiger Ortho, USA) αναλύθηκαν για την στοιχειακή τους σύνθεση με EDX και atomic absorption spectroscopy (AAS). Έπειτα η ένταση των ρευμάτων και τα δυναμικά μετρήθηκαν με τη βοήθεια ποτενσιόμετρου παρουσία ιόντων φθορίου.	Τεχνητό σάλιο (Fusayama-Meyer) με προσθήκη 0,05M NaF, 37±1°C, pH=5.09. Ηλεκτρόδιο αναφοράς καλομέλανα.	Το Nitinol σύρμα παρουσιάζει διάβρωση δια βελονισμούς ενώ το SS όχι. Η προσθήκη ιόντων F έχει αποδομητικό χαρακτήρα σε αυτόν τον τύπο διάβρωσης στο Nitinol (αύξηση της πυκνότητας του ρεύματος παθητικοποίησης και μείωση του δυναμικού αποδόμησης) ενώ το αντίστροφο συμβαίνει έστω και οριακά στο SS. Η παρουσία τεχνητού χάσματος δεν έχει επιρροή στο φαινόμενο και η προεργασία παθητικοποίησης φαίνεται να επιδρά θετικά.
Briceno et al. 2013	48 NiTi ορθοδοντικά σύρματα από 6 διαφορετικές εταιρείες (Per dental, Dentaurum, Forestadent, GAC, Ormco, 3M Unitek) μελετήθηκαν για την ηλεκτροχημική τους συμπεριφορά (OCP, I_{COR}) και την απελευθέρωση ιόντων Ni (GF-AAS).	Τεχνητό σάλιο, 37°C, pH=7,4 Ηλεκτρόδιο αναφοράς Ag/AgCl/KCl. Δείγματα για την απελευθέρωση ιόντων πάρθηκαν 1,2,3,4 εβδομάδες.	Σύρματα με το συνδυασμό 2 φάσεων (ωστενιτική/μαρτενσιτική-Nitinol) παρουσιάζουν το μικρότερο ρεύμα διάβρωσης (-3 A/cm ²) ενώ σύρματα με μόνο ωστενιτική φάση (Tensic/Dentaurum) το μεγαλύτερο (-0,22 A/cm ²). Κατά συνέπεια, η αντίσταση στη διάβρωση είναι μεγαλύτερη στα σύρματα 2 φάσεων. Τα ωστενιτικά σύρματα απελευθερώνουν περισσότερο Ni σε σχέση με τα 2 φάσεων (225-310 ng/cm ² σε σχέση με 80-150 ng/cm ² αντίστοιχα σε 2 εβδομάδες). Ωστόσο, μετά την πρώτη εβδομάδα η απελευθέρωση μειώνεται ανεξαρτήτως τύπου.
Huang et al. 2013	Ορθοδοντικά σύρματα NiTi 0,019x0,025" (Grikin Adv. Mat. Co.) επικαλυμμένα με DLC (Diamond like carbon) και μη συγκρίθηκαν για την αντίσταση στη φθοριούχο διάβρωση (3D laser microscope) και την τριβή.	Δ/μα NaF 0,044% + PO ₄ 0,1M, pH= 4, 37°C, 5λεπτά/ημέρα για 12 εβδομάδες.	Τα επικαλυμμένα σύρματα παρουσίασαν μικρότερη επιφανειακή αδρότητα μετά την εμβύθιση σε φθοριούχο περιβάλλον καθώς και μικρότερη τριβή.
Pakshir et al. 2013	Ορθοδοντικά σύρματα NiTi (Orthotechnology, Florida) και SS (G&H) μελετήθηκαν ως προς τη διαβρωτική τους συμπεριφορά υπό διαφορετικές θερμοκρασίες με τη βοήθεια ποτενσιόμετρου.	Δ/μα Ringer's, Ηλεκτρόδιο αναφοράς Pt/Ag/AgCl, T=15, 25, 35, 37, 40, 42, 45, 55°C	Τα σύρματα NiTi παρουσιάζουν καλύτερη αντιδιαβρωτική συμπεριφορά σε σχέση με τα ανοξείδωτου χάλυβα. Ανεξάρτητα από τη σύσταση, η αύξηση της θερμοκρασίας προκαλεί αν και μικρή, ελάττωση της αντιδιαβρωτικής συμπεριφοράς.
Shahabi et al. 2011	60 ορθοδοντικά αγκύλια ανοξείδωτου χάλυβα μελετήθηκαν για τη διαβρωτική τους συμπεριφορά σε διαφορετικά μέσα με τη μέτρηση διαφοράς βάρους.	Τεχνητό σάλιο μονήρες και σε συνδυασμό με coca cola, χυμό λεμονιού, ξύδι. 37°C, 6 εβδομάδες	Η μείωση βάρους σε όξινο περιβάλλον παρουσίασε την εξής σειρά: Τεχνητό σάλιο < χυμός λεμονιού < ξύδι < coca cola
Iijima et al. 2010	2 ορθοδοντικά σύρματα 0,016X0,022" NiTi (Ion guard Neosentalloy και Neosentalloy, GAC)	Τεχνητό σάλιο pH=5,9/Butler F mouthrinse (pH= 6/500	Το σύρμα ion guard (N) Neosentalloy παρουσίασε μεγαλύτερη διαβρωτική αντίσταση στο τεχνητό σάλιο και στα ουδέτερα φθοριούχα

	μελετήθηκαν ως προς τη διαβρωτική τους συμπεριφορά σε φθοριούχα στοματικά διαλύματα με τη βοήθεια ποτενσιόμετρου.	ppm F)/Ora-Bliss (pH=5,1/450-900 ppm F), 37°C, Ηλεκτρόδιο αναφοράς Pt/Ag/AgCl	στοματικά δ/τα. Συγκεκριμένα, μεγαλύτερο ρεύμα διάβρωσης μετρήθηκε για το Neosentalloy στο τεχνητό σάλιο και το δ/μα Butler. Ακόμη, το δυναμικό διάσπασης ήταν μεγαλύτερο για το ion guard στο Oral-Bliss. Επιπλέον, το ion guard χαρακτηρίστηκε από μικρότερη τάση για τοπική διάβρωση.															
Kao & Huang, 2010	4 ορθοδοντικά σύρματα 0,016"-0,016x0,022" NiTi (3M, Unitek), 0,014"-0,016x0,022" SSW και 4 ορθοδοντικά αγκύλια (Dynalock, 3M Unitek,/Tomy/Ormco St. edg./Ricketts, Dentarum) μελετήθηκαν με τη βοήθεια ποτενσιόμετρου σε διαφορετικούς ηλεκτρολύτες.	Ηλεκτρολύτες: 1. Τεχνητό σάλιο + 0,2% acidulated phosphate fluoride, pH=3,5 2. Τεχνητό σάλιο + γαλακτικό οξύ pH=4 3. Τεχνητό σάλιο + γαλακτικό οξύ pH=6, 37°C, Ηλεκτρόδιο αναφοράς καλομέλανα	Σύμφωνα με τα δυναμικά διάβρωσης η σειρά ήταν η εξής: • Ormco>Unitek>Dentarum>Tomy • 0,016x0,022"SSW>0,014" SSW>0,016"NiTi>0,016x0,022" NiTi Τα δ/τα όσο πιο όξινα είναι τόσο μικρότερη είναι η αντίσταση στη διάβρωση. Τα δ/τα με NaF φαίνεται ότι αυξάνουν τη διάβρωση στα μεταλλικά αγκύλια.															
Lee et al. 2010	Τέσσερα ορθοδοντικά σύρματα 0,016" NiTi (Rematitan/Dentarum, NiTi/Ormco, Orthonol/RMO, NiTi/SY) μελετήθηκαν για τη διαβρωτική τους συμπεριφορά με τη βοήθεια ποτενσιόμετρου	Δ/μα τεχνητό σάλιο (modified Fusayama) με 0,01% (F ⁻ =46 ppm), 0,1% (F ⁻ =461 ppm), 0,25% (F ⁻ =1130 ppm), 0,5%NaF (F ⁻ =2250 ppm), 37°C Ηλεκτρόδιο αναφοράς καλομέλανα	Η αύξηση τους συγκέντρωσης NaF μείωσε την αντίσταση στη διάβρωση ανεξάρτητα από την εταιρεία προέλευσης του σύρματος. Rp (Ω cm ²) <table><tr><td></td><td>0,25% NaF</td><td>0,5%NaF</td></tr><tr><td>Dent</td><td>53 x 10³</td><td>1,2 x10³</td></tr><tr><td>Ormco</td><td>91,2 x10³</td><td>1,6 x10³</td></tr><tr><td>RMO</td><td>62,6 x 10³</td><td>2,2 x10³</td></tr><tr><td>SY</td><td>45,5 x 10³</td><td>1,5 x10³</td></tr></table>		0,25% NaF	0,5%NaF	Dent	53 x 10 ³	1,2 x10 ³	Ormco	91,2 x10 ³	1,6 x10 ³	RMO	62,6 x 10 ³	2,2 x10 ³	SY	45,5 x 10 ³	1,5 x10 ³
	0,25% NaF	0,5%NaF																
Dent	53 x 10 ³	1,2 x10 ³																
Ormco	91,2 x10 ³	1,6 x10 ³																
RMO	62,6 x 10 ³	2,2 x10 ³																
SY	45,5 x 10 ³	1,5 x10 ³																
Segal et al. 2009	Υπερελαστικά σύρματα NiTi (Sentalloy, GAC) και B-Ti (TMA, Ormco) υποβλήθηκαν σε μετρήσεις OCP κάτω από διαφορετικής έκτασης κάμψης-τάσης με τη βοήθεια ποτενσιόμετρου.	Aerated phosphate buffered saline δ/μα, 37°C, 5°C, 4 ώρες. Το ηλεκτρόδιο του καλομέλανα χρησιμοποιήθηκε ως αναφορά.	Όλα τα σύρματα παρουσίασαν μικρότερο ρεύμα διάβρωσης όταν δεν είχε εφαρμοστεί κάμψη. Η μέγιστη τιμή για το Sentalloy (37°C) παρουσιάστηκε στην κάμψη 0,75 χλστ. πριν τη μετάπτωση φάσης και έπειτα μειώθηκε. Από την άλλη πλευρά, τους 5°C όπου δεν παρατηρείται μετάπτωση φάσης το ρεύμα διάβρωσης των δύο συρμάτων χαρακτηρίζεται μόνο από αύξηση.															

Luft et al. 2009	9 είδη μεταλλικών αγκυλίων 2 κατηγοριών milled και MIM μελετήθηκαν για τη διαβρωτική τους συμπεριφορά (OCP, ICP-MS, SEM). MIM (Damon 2, 3 Ormco/Discovery, Dentarum/Opal™, UP Dental) και Milled (In-Ovation, GAC/Speed™, Strite/Smartclip™, 3M Unitek/Time, AD aidenta/Ultratrimm, Dentarum).	Τεχνητό σάλιο (Fusayama), 37°C, pH=4,8-5 1 εβδομάδα. Το ηλεκτρόδιο του καλομέλανα χρησιμοποιήθηκε ως αναφορά.	Τα μεγαλύτερα δυναμικά διάβρωσης παρουσίασαν τα Opal™, Discovery, SmartClip ενώ τα μικρότερα τα Ultratrimm και τα Damon-3. Η στατική έκκλιση ιόντων Ni κάτω του ορίου ημερήσιας πρόσληψης. Άγκ. → Ni ($\mu\text{g/day}$) / Breakdown Potential (mV) / OCP (mV) Dam-2 →1,31/368/63, Dam-3 →0,41/233/100 Disc. →1,82/884/90 In-Ov. →1,47/480/34 Opal →0,30/1317/88 Smar. →0,06/785/59 Speed →0,38/471/65 Time →0,23/365/78 Ultra. →0,98/110/150 SEM Damon-2 (pit corrosion), Damon-3 (clip corrosion), Opal (minimal uniform corrosion), Ultratrimm (pit corrosion)
Pun & Berzins 2008	Τέσσερα ορθοδοντικά σύρματα: 1. CuNiTi (27°C, 40°C, Ormco) 2. NiTi (Ormco) 3. Nitinol (3m, Unitek) Ελέγχθηκαν με τη βοήθεια ποτενσιόμετρου σε διαφορετικές θερμοκρασίες για την αντίσταση στη διάβρωση (OCP, i_{corr}).	Τεχνητό σάλιο (phosphate buffer saline), 5,24,37,45°C, 2ώρες. Το ηλεκτρόδιο του καλομέλανα χρησιμοποιήθηκε ως αναφορά.	Το OCP του CuNiTi σύρματος ήταν μεγαλύτερο των NiTi και Nitinol. Το ρεύμα διάβρωσης μεγάλωνε με την αύξηση της θερμοκρασίας (27°C CuNiTi και NiTi σχεδόν τριπλασίασαν τις τιμές). Μεγαλύτερη συχνότητα εμφάνισης διάβρωσης δια βελονισμών παρουσίασαν τα σύρματα CuNiTi.
Li et al. 2007	Υπερελαστικό ορθοδοντικό σύρμα 0,020" NiTi (SST Tech. Co. Ltd, China) μελετήθηκε για τη διαβρωτική του συμπεριφορά σε δ/τα φθορίου και χλωρίου με τη βοήθεια ποτενσιόμετρου. Επιπλέον, η επιφανειακή μορφολογία προσδιορίστηκε με τη χρήση SEM.	Δ/τα NaF (0,1-0,2-0,3-0,64%) και NaCl (0,069-1,39-0,279-0,418-0,9%) καθώς και ισοποίηση μίξη αυτών (0,05-0,1-0,3%), pH= 4 με προσθήκη γαλακτικού οξέος, 37±1°C. Το ηλεκτρόδιο του καλομέλανα χρησιμοποιήθηκε ως αναφορά.	Τα συρμάτινα τόξα NiTi φαίνεται ότι διαβρώνονται τοπικά στα δ/τα που περιέχουν NaCl ενώ παρουσιάζουν γενικευμένη μορφή στην περίπτωση των δ/των με NaF. Το διαβρωτικό δυναμικό του NiTi είναι ευγενέστερο στην περίπτωση του χλωρίου (≈ -190 mV) σε σχέση με το φθόριο (≈ -460 mV). Η συνεργιστική δράση του μίγματος των δ/των είναι ανάλογη με τη συγκέντρωση των ιόντων φθορίου και χλωρίου.
Liu et al. 2007	2 σύρματα NiTi (Nitinol/3M Unitek και Sentalloy/Tomy Int.) υποβλήθηκαν σε κάμψη και μελετήθηκε η αντίσταση στη διάβρωση με τη χρήση ποτενσιόμετρου.	Τεχνητό σάλιο (de aerated modified Fusayama), pH=5,3 και 2 με προσθήκη γαλακτικού οξέος, 37°C Το ηλεκτρόδιο Pt/Ag/AgCl	Τα σύρματα από την ίδια εταιρεία ανεξαρτήτως pH που είχαν καμφθεί παρουσίασαν μεγαλύτερο ρεύμα διάβρωσης, περισσότερο ενεργό δυναμικό διάβρωσης, μικρότερη αντίσταση πολικότητας και μικρότερο παθητικό ρεύμα σε σχέση με τα μη κεκαμένα. Ο μηχανισμός φαίνεται να σχετίζεται με την καταστροφή του επιφανειακού στρώματος TiO ₂ . Κάτω

		χρησιμοποιήθηκε ως αναφορά.	από SEM τα σύρματα Sentalloy σε pH=2 εμφάνισαν διάβρωση δια βελονισμών.
Lin et al. 2006	5 εταιρειών ανοξείδωτου χάλυβα αγκύλια 2 κατηγοριών standard (S) και Roth (R) μελετήθηκαν με τη βοήθεια ποτενσιόμετρου για τον προσδιορισμό της αντίστασης στη διάβρωση. 1. 3M Unitek (U), 2. Dentarum (D), 3. Ormco (O), 4. RMO (R), 5. Tomy (T)	Τεχνητό σάλιο (modified Fusayama), pH= 5, 37°±1C, Ηλεκτρόδιο αναφοράς καλομέλανα	Η αντίσταση στη διάβρωση είχε την εξής σειρά: T-S>D-R>D-S>U-R>T-R>R-S>O-S>R-R>O-R>U-S Οι τιμές OCP κυμαίνονταν από -634 mV έως -593 mV. Ο τύπος των αγκυλίων S,R δεν επηρεάζει τη διάβρωση. Η επιφανειακή τραχύτητα και οι ατέλειες δεν φαίνεται να μειώνουν την αντίσταση στη διάβρωση.
Huang 2005	Ορθοδοντικά σύρματα NiTi 0,016" (RMO orthonol, Ormco NiTi, SY NiTi, KH NiTi) μελετήθηκαν όσον αφορά τη στοιχειακή τους ανάλυση (AES) αλλά και τη μορφολογία τους (AFM). Έπειτα η αντίσταση στη διάβρωση διερευνήθηκε με τη βοήθεια CPT.	Τεχνητό σάλιο (Fusayama-Meyer), pH=2,5-3,75-5-6,25 με την προσθήκη γαλακτικού οξέος, 37°C. Ηλεκτρόδιο αναφοράς καλομέλανα	Η εταιρεία κατασκευής και το pH είχαν στατιστικά σημαντική επιρροή στην αντίσταση στη διάβρωση. Ανεξαρτήτως εταιρείας η μείωση του pH οδηγεί σε αύξηση του διαβρωτικού δυναμικού, του ρυθμού διάβρωσης και του ρεύματος παθητικοποίησης με ταυτόχρονη μείωση της διάβρωσης δια βελονισμών και αύξηση της χασματοδιάβρωσης. Η διαφορά στην αντίσταση στη μορφή της διάβρωσης δεν σχετίζονταν με την επιφανειακή τραχύτητα και προϋπάρχουσες ατέλειες.
Schiff et al. 2005	3 τύποι ορθοδοντικών αγκυλίων (CoCr-Orthoplus-Igny/FeCrNi/Ti-Ormodent, France) μελετήθηκαν όσον αφορά την αντίσταση στη διάβρωση σε σχέση με την πλατίνα με τη χρήση ποτενσιόμετρου.	Τεχνητό σάλιο (Fusayama meyer), 3 φθοριούχα στοματικά δ/τα (Elmex, Meridol, Acorea). Ηλεκτρόδιο αναφοράς καλομέλανα	Το στοματικό δ/μα Meridol (stannous fluoride) δεν συνιστάται να χρησιμοποιηθεί σε ασθενείς με αγκύλια Ti ή FeCrNi. Τα αγκύλια CoCr παρουσίασαν ικανοποιητική ηλεκτροχημική συμπεριφορά αντίστοιχη της πλατίνας ανεξαρτήτως του στοματικού δ/τος.
Yonekura et al. 2004	6 Ορθοδοντικά σύρματα (As received and grinded ones) διερευνήθηκαν για τα διαβρωτικά τους χαρακτηριστικά με τη βοήθεια AAS και OCP αναλύσεις. 0,016x0,022" 1. NiTi (Tomy int. Tokyo), 2. B-Ti (TMA, Ormco), 3. Co-Cr (Elgiloy blue, RMO), 4. SS ₁ (3M, Unitek), 5. SS ₂ (Dentarium/8-9% Ni), 6. SS ₃ (Dentarium/0,1% Ni).	0,9% NaCl, 37°C. Ηλεκτρόδιο αναφοράς καλομέλανα	Τα σύρματα Ti παρουσίασαν μεγαλύτερη αντίσταση στη διάβρωση σε σχέση με τα CoCr και SS και η επεξεργασία της επιφάνειας δεν φαίνεται να επηρέασε τη μορφή των καμπυλών πολικότητας αν και η πυκνότητα του ρεύματος ήταν μεγαλύτερη στα τροχισμένα σύρματα. Τα είδη των απελευθερωμένων ιόντων ήταν τα ίδια στα καινούργια και στα τροχισμένα. Η ποσότητα των ιόντων ωστόσο ήταν μεγαλύτερη στα τροχισμένα. Η συγκέντρωσή τους είχε την τάση να μειώνεται μετά την πρώτη εβδομάδα. NiTi , Ti →small amounts of Ni, Mo CoCr →Co (550ng/cm ²), Ni, Fe, Mo, Mn, Cr SS₁ , SS₂ →Fe, Ni SS₃ →Mn, Fe.

Schiff et al. 2004	4 είδη ορθοδοντικών συρμάτων Ti από την εταιρεία Ormodont (Montreuil, France) (TMA, TiNb, NiTi, CuNiTi) μελετήθηκαν ως προς τη διαβρωτική τους συμπεριφορά σε διαφορετικά στοματικά δ/τα με τη βοήθεια ποτενσιόμετρου.	Τεχνητό σάλιο (Fusayama meyer), 3 φθοριούχα στοματικά δ/τα (Elmex, Meridol, Acorea). Ηλεκτρόδιο αναφοράς Pt, Ag/AgCl.	Τα σύρματα με βάση το NiTi παρουσίασαν ισχυρή διάβρωση υπό την παρουσία μονοφθοροφosphate (Acorea). Τα TiNb χαρακτηρίστηκαν από ισχυρή αντιδιαβρωτική συμπεριφορά ενώ τα TMA διαβρώθηκαν ισχυρά σε περιβάλλον με stannous Fluoride (Meridol).
Huang, 2003	2 ορθοδοντικά σύρματα 0,016" 1 NiTi (SY) και 1 SS 18/8 (3m Unitek) μελετήθηκαν ως προς τη διάβρωση κάτω από τάση με τη βοήθεια ποτενσιόμετρου.	Τεχνητό σάλιο (modified Fusayama), pH=5-2 με την προσθήκη γαλακτικού οξέος, 37°C. Ηλεκτρόδιο αναφοράς καλομέλανα	Η εφαρμογή τάσης φαίνεται να μην επηρεάζει τη διαβρωτική συμπεριφορά. Το όξινο Ph δρά επιβαρυντικά κυρίως στο ανοξείδωτο χάλυβα σύρμα. Το NiTi παρουσιάζει χειρότερες διαβρωτικές ιδιότητες κάτι που σχετίζεται με την αυξημένη επιφανειακή του αδρότητα.
Es-Souni et al. 2003	4 ορθοδοντικά σύρματα 0,016x0,022" (Blue and Yellow Elgiloy, RMO/NiTi NeoSentallloy, GAC/β-Ti, TMA (Ormco) μελετήθηκαν ως προς τη διαβρωτική τους συμπεριφορά με τη βοήθεια ποτενσιόμετρου. Επιπλέον, μετρήθηκε η απελευθέρωση ιόντων Ni, Co (PAN method). Η μορφολογία της επιφάνειας διερευνήθηκε με τη χρήση SEM.	Δ/μα Ringer's και τεχνητό σάλιο (Barrett), 37°C. Ηλεκτρόδιο αναφοράς Pt/Ag/AgCl	Τα σύρματα που περιείχαν Ti παρουσίαζαν καλύτερη διαβρωτική αντίσταση ανεξαρτήτως ηλεκτρολύτη σε σχέση με τα σύρματα Co-Cr, τα οποία χαρακτηρίζονταν από ανεπαίσθητες διαφορές μεταξύ τους. Αυτό αποδίδεται στην μεταλλουργική κατεργασία τους και τις προσμίξεις. Ιόντα Ni, Co δεν ανιχνεύθηκαν στα κράματα Ti ενώ τα κράματα Co-Cr (yellow elgiloy>blue elgiloy) απελευθέρωσαν υψηλές ποσότητες στο δ/μα Ringer's (Ni→0,11/0,095 mg/cm ² , Co→0,188/0,173 mg/cm ²).
Es-Souni et al. 2002	Δύο ορθοδοντικά σύρματα NiTi (Neo Sentalloy/GAC και SENiTi/G&H) μελετήθηκαν ως προς τη διαβρωτική τους συμπεριφορά με τη χρήση ποτενσιόμετρου, τα επιφανειακά τους χαρακτηριστικά με SEM (etched) και τις μηχανικές τους ιδιότητες στην κάμψη.	Δ/μα Ringer's, 22 και 37°C, pH=7. Ηλεκτρόδιο αναφοράς καλομέλανα	Τα επιφανειακά χαρακτηριστικά καθώς και τα επιφανειακά υπολείμματα επηρεάζουν δραματικά τη διαβρωτική συμπεριφορά. Η διάβρωση δια βελονισμών παρουσιάστηκε σε μεγαλύτερα δυναμικά στην περίπτωση του Neo Sentalloy (1,4-1,2V στους 22-37°C αντίστοιχα) γεγονός που αποδίδεται στο καλύτερο επιφανειακό τελείωμα σε σχέση με το SENiTi (0,5-0,43V).
Cisse et al. 2002	Ορθοδοντικά σύρματα NiTi (Ni 55,8%) προερχόμενα από την εταιρεία Mermay (USA), μελετήθηκαν ως προς τη διαβρωτική τους συμπεριφορά με τη βοήθεια ποτενσιόμετρου, μέτρησης απελευθέρωσης ιόντων Ni (AAS), ανάλυσης επιφάνειας (AES). Η επιφάνεια των συρμάτων υποβλήθηκαν σε μηχανική στίλβωση	Δ/μα Hanks, Ηλεκτρόδιο αναφοράς καλομέλανα	Η απελευθέρωση ιόντων Ni τείνει να μειωθεί με το χρόνο και τα σύρματα SCO (0,002μg/day) παρουσιάζουν τις μεγαλύτερες συγκεντρώσεις μετά από 25 ημερών εμβύθιση. Οι συγκεντρώσεις είναι πολύ κάτω της ημερήσιας διατροφικής λήψης. Η επιφανειακή αδρότητα είχε την εξής σειρά: CP<EP<SCO<BO<MP Το πάχος των οξειδίων: CP<EP<MP<BO<SCO Το μέσο δυναμικό διάσπασης: BO>MP>CP>EP>SCO

	(MP), σε ηλεκτρολυτική (EP) ή σε συνδυασμό ηλ/κής και χημικής παθητικοποίησης (CP). Επιπλέον, συμπεριελήφθησαν σύρματα με SCO (straw color oxides) και BO (blue color ox.).		Το διαβρωτικό ρεύμα και ρυθμός: CP<SCO<EP<BO<MP
Iijima et al. 2001	Η διαβρωτική συμπεριφορά ορθοδοντικού σύρματος NiTi (Sentalloy medium, Tomy Int.) και μηχανικά στίλβωμένης (0,05 μm) πλάκας του ιδίου κράματος διερευνήθηκε με τη βοήθεια ποτενσιόμετρου, μέτρησης απελευθέρωσης ιόντων (AAS) και (XPS).	Δ/μα 0,9% NaCl και δ/μα 1% γαλακτικό οξύ, 28 ημέρες, 37°C. Ηλεκτρόδιο αναφοράς Pt/Ag/AgCl	Δεν παρατηρήθηκαν διαφορές στο δυναμικό διάλυσης και στην απελευθέρωση ιόντων στο δ/μα γαλακτικού οξέος μεταξύ των υπο σύγκριση μετάλλων. Στο δ/μα NaCl η μηχανική στίλβωση μείωσε την αντίσταση στην τοπική διάβρωση και αύξησε την απελευθέρωση ιόντων.
Rondelli & Vicentini 2000	Ορθοδοντικά σύρματα NiTi (Nitinol/3M Unitek, Neo Sentalloy/GAC, Rematitan/Dentarum), CoCr (g-Remaloy/Dentarum), SS (3M Unitek) και Ti μελετήθηκαν για τη σταθερότητα του παθητικού στρώματος με τη χρήση ποτενσιόμετρου.	Τεχνητό σάλιο, γαλακτικό οξύ, pH=6,7, 40±1°C, 0,9% NaCl. Ηλεκτρόδιο αναφοράς καλομέλανα	Η σταθερότητα του στρώματος οξειδίων είχε την εξής σειρά: Ti>Co-Cr>SS>NiTi. Δεν ήταν δυνατή η αύξηση της σταθερότητας του στρώματος στα NiTi σύρματα με την εμφάνιση σε μίγμα HF/HNO ₃ . Τέλος, η ενσωμάτωση τάσεων στα NiTi δεν φαίνεται να τροποποιεί σημαντικά την τοπική διαβρωτική αντίσταση.
Hunt et al. 1999	Ορθοδοντικά σύρματα (SS Australian wire, CoCr Elgiloy RMO, β-Ti TMA Ormco, NiTi Precision orthod. UK) χρησιμοποιήθηκαν για τη μελέτη της επιρροής της στίλβωσης στη σκληρότητα και τη διάβρωση (CPT).	Δ/μα 0,9% NaCl, 37°C. Ηλεκτρόδιο αναφοράς καλομέλανα	Τα σύρματα NiTi παρουσιάζουν τη μεγαλύτερη τάση για διάβρωση. Η στίλβωση των συρμάτων NiTi αυξάνει την αντίσταση στη διάβρωση (p<0,01) και τα κάνει συγκρίσιμα με τα υπόλοιπα κράματα.
Rondelli & Vicentini, 1999	Ορθοδοντικά σύρματα NiTi (Sentalloy-Neosentalloy/GAC, Nitinol/3M Unitek, Rematitan/Dentarum), ανοξείδωτου χάλυβα (Resilient/3M Unitek) και κοβαλτίου (Remaloy/Dentarum) μελετήθηκαν όσον αφορά την αντίσταση στη διάβρωση με ποτενσιόμετρο.	1.Τεχνητό σάλιο με γαλακτικό οξύ, pH=6,7, 40°C, και 2. Δ/μα 0,9% NaCl, 40°C. Ηλεκτρόδιο αναφοράς καλομέλανα	Η αντίσταση στην τοπική διάβρωση και δια βελονισμών ήταν μεγαλύτερη στα σύρματα κοβαλτίου και ακολουθούν τα NiTi ενώ τα ανοξείδωτου χάλυβα χαρακτηρίζονταν από τη μικρότερη.
Kim & Johnson, 1999	Η αντίσταση στη διάβρωση μελετήθηκε σε 6 ορθοδοντικά σύρματα 0,016" (NiTi ₁ , nitride coated NiTi, epoxy-NiTi/Flexmedics, SS/A company, NiTi ₂ , Ti/Ormco) με τη βοήθεια ποτενσιόμετρου.	Δ/μα αλατούχο με γέφυρα 0,9% NaCl, pH=7, θερμοκρασία δωματίου. Ηλεκτρόδιο αναφοράς	Το δυναμικό διάλυσης (break down potential) είχε την εξής σειρά: 1.Ti(>2000 mV) 2.Epoxy coated NiTi (1800 mV) 3. NiTi ₂ (750 mV) 4. SS (400 mV) 5. NiTi ₁ (300 mV) 6. Nitride coated NiTi (300 mV) Τα αποτελέσματα δείχνουν ότι τα ανοξείδωτου χάλυβα σύρματα

		καλομέλανα	διαβρώνονται ευκολότερα, τα NiTi εξαρτώνται από την εταιρεία προέλευσης, η επικάλυψη με έποξυ-ρητίνη βελτιώνει τη διαβρωτική αντίσταση ενώ τα σύρματα Ti έχουν την καλύτερη διαβρωτική συμπεριφορά.
Widu et al. 1999	4 ορθοδοντικά σύρματα NiTi (Am. Orthod. Memory/GAC Neo Sentalloy/Ormco NiTi/3M Unitek Nitinol) ελέγχθηκαν ως προς την αντίσταση στη διάβρωση με τη χρήση ποτενσιόμετρου και AFM.	-	Τα ορθοδοντικά σύρματα Ormco NiTi/3M Unitek Nitinol παρουσιάζουν μεγαλύτερη διαβρωτική αντίσταση σε σχέση με τα αντίστοιχα NiTi Am. Orthod. Memory/GAC Neo Sentalloy.
Sarkar et al. 1983	Ορθοδοντικά σύρματα NiTi (Nitinol/3M Unitek), β-Ti (Goldberg & Burstone, 1979) ανοξείδωτου χάλυβα (Permachrome/3M Unitek) και κοβαλτίου χρωμίου (Elgiloy/RMO) μελετήθηκαν όσον αφορά την αντίσταση στη διάβρωση με ποτενσιόμετρο.	Δ/μα 1% NaCl, Ηλεκτρόδιο αναφοράς καλομέλανα	Τα ορθοδοντικά σύρματα με εξαίρεση το Nitinol δεν παρουσιάζουν μεγάλη διαβρωτική αντίσταση με ελάχιστη απώλεια. Στην περίπτωση του Nitinol παρατηρήθηκε διάβρωση δια βελονισμών.

Πίνακας 2. In Vitro μελέτες απελευθέρωσης ιόντων από ορθοδοντικά αγκύλια και σύρματα σε εύρος μέσων και συνθηκών ταξινομημένα κατά χρονολογική σειρά. SEM=Scanning electron microscope, AFM=Atomic force microscopy, AAS=Atomic absorption spectroscopy, AES=Auger electron spectroscopy, GF-AAS=(Graphite furnace AAS), EDX or EDS=Energy dispersive x-ray spectroscopy, XPS=X-ray photoelectron spectroscopy, ICP-MS=Inductively coupled plasma mass spectroscopy, ICP-OES=Inductively coupled plasma optical emission spectrometry.

Άρθρα (In Vitro)	Μέθοδος	Συνθήκες	Αποτελέσματα απελευθέρωσης ιόντων
Tahmasbi et al. 2015	Ανοξείδωτου χάλυβα ορθοδοντικά αγκύλια από 4 εταιρείες (Dentaurum, American Orthod., Shinye, ORJ) συνδυάστηκαν με ανοξείδωτου χάλυβα και NiTi σύρματα στρογγυλής διατομής 0,016 (American Orth.). Η διαφορά δυναμικού κάθε συνδυασμού μετρήθηκε με βολτόμετρο σε σχέση με ηλεκτρόδιο καλομέλανα. Η αντοχή στη διάβρωση μελετήθηκε με μέτρηση μείωσης βάρους. Η απελευθέρωση ιόντων προσδιορίσθηκε με AAS.	Ηλ/της Oral B στοματικό δ/μα 0.05% NaF, pH=5.6, 28 ημέρες, 37±1°C, Ηλεκτρόδιο αναφοράς Ag/AgCl (saturated with KCl).	Η απελευθέρωση ιόντων Cu ήταν μεγαλύτερη στους συνδυασμούς με NiTi σύρματα. Η συγκέντρωση Cu στους ηλεκτρολύτες για τα αγκύλια ORJ ήταν μεγάλη τόσο με τα NiTi όσο και με τα SS σύρματα. Μεγάλη απελευθέρωση ιόντων Ni σχετίζεται με τους συνδυασμούς των αγκυλίων Shinye με κάθε σύρμα. Η απελευθέρωση ιόντων Fe ήταν μεγαλύτερη στο συνδυασμό Bracket Dentaurum-NiTi σε σχέση με SS.
Ghasal et al. 2015	2 είδη ορθοδοντικών συρμάτων 0,019x0,025" NiTi heat activated (Therma-Ti Lite, Am. Orthodontics) και NiTi superelastic (Am. Orthod.) συγκρίθηκαν για την απελευθέρωση Ni (GF-AAS) καθώς και για την επιφανειακή τραχύτητα (SEM/AFM)	Δύο ομάδες: Μία χωρίς έκθεση και μία με ενδοστοματική παθητική τοποθέτηση για ένα μήνα. Τεχνητό σάλιο (modified Fusayama), pH=2, 37°C, 1 μήνας.	Τα θερμικά ενεργοποιούμενα NiTi παρουσίαζαν μεγαλύτερη τραχύτητα από τα υπερελαστικά και η έκθεσή τους στο στοματικό περιβάλλον αύξησε την επιφανειακή αδρότητα. Η απελευθέρωση των ιόντων Ni (NiTi-Thermal 8,36 ppb, NiTi 7,92ppb) ήταν παρόμοια και είχε την τάση να μειώνεται μετά την εφαρμογή στις στοματικές συνθήκες (5,81ppb, 5,65ppb αντίστοιχα).
Erdogan et al. 2015	Ανοξείδωτου χάλυβα σύρματα (Lewa Dental, Germany) 1mm είτε ασημοκολλήθηκαν (Dynaflex, USA) είτε συγκολλήθηκαν με laser σε ανοξείδωτου χάλυβας δακτυλίους (3M, Unitek, Victory series). Πραγματοποιήθηκε	Στοματικά δ/τα: 1. NaF (Colgate Total), 2. NaF + Alcohol (Listerine), 3. Χλωρεξιδίνη (CHX), 4. Τεχνητό σάλιο	Η ποσότητα των απελευθερωμένων ιόντων ήταν μεγαλύτερη στις ασημοκολλήσεις. Συγκεκριμένα, ιόντα Ni,Cr,Cu,Fe,Ag παρουσίασαν μεγαλύτερες συγκεντρώσεις. Σε σχέση με τα στοματικά δ/τα το CHX χαρακτηρίζονταν από την μικρότερη απελευθέρωση ιόντων ενώ το αντίστροφο προέκυψε στο συνδυασμό NaF και αλκοόλης.

	προσδιορισμός και σύγκριση της απελευθέρωσης ιόντων με ICP-MS.	24 ώρες.	
Mikulewicz et al. 2015	Τα υλικά υπό διερεύνηση περιελάμβαναν σελ από 2 ανοξείδωτο χάλυβα σύρματα 0,017x0,025" (Orthoform/3M Unitek), 4 δακτυλίους πρώτων γομφίων (Victory/ 3M Unitek), 20 SS αγκύλια (Victory/3M Unitek) και 20 ελαστικές προσδέσεις (Am. Orthod.). Η απελευθέρωση ιόντων μετρήθηκε με ICP-MS.	Χυμός πορτοκάλι pH=3,765/coca cola pH=2,46 + τεχνητό σάλιο pH= 6,75, 37°C, 5.5 ώρες/ημέρα τα αναψυκτικά και 18 ώρες/ημέρα το σάλιο, δείγματα πάρθηκαν για τις ημέρες 1-15, 18, 21, 28.	Η coca cola φαίνεται ότι εντείνει την απελευθέρωση ιόντων σε σχέση με το χυμό πορτοκάλι με εξαίρεση το Cu και το Cr. Σε κάθε περίπτωση η απελευθέρωση των ιόντων ήταν πολύ κάτω του ορίου της ημερήσιας δόσης που συστήνει η WHO. (Juice/coca cola μg) Ni: 15,33/37,75 Cu: 57,87/32,91 Fe: 48,42/156,1 Cr: 3,604/1,052 Mn: 9,164/41,64 Cd: 0,5967/2,173 Mo: 9,999/30,12
Sheibaninia 2014	Ορθοδοντικά σύρματα 0,016" NiTi (Ormco) μελετήθηκαν ως προς την απελευθέρωση ιόντων νικελίου σε όξινες και μη συνθήκες και κάτω υπο την επίδραση θερμογήρανσης. Η ανίχνευση ιόντων Ni πραγματοποιήθηκε με τη χρήση GFAAS.	Τεχνητό σάλιο pH=7,4 και τεχνητό σάλιο/ασκορβικό οξύ pH=4,5 Θερμογήρανση 500 κύκλοι (5-55°C) 48 ώρες.	Οι μεγαλύτερες ποσότητες νικελίου απελευθερώθηκαν στις όξινες συνθήκες και υπο την επίδραση θερμογήρανσης. Μέσος όρος Ni (μη θερμ. /2,81 μg/L), (Θερμ. /6,11 μg/L), (pH=4,5/3,99 μg/L), (pH= 4,5 + Θερμ. /9,74 μg/L)
Mikulewicz et al. 2014	Συνδυασμός ανοξείδωτο χάλυβανων ορθοδοντικών αγκυλίων (Victory/3M Unitek), 0,017x0,025 SS συρμάτων (Am. Orthod.), δακτυλίων (Sheboygan, USA) μελετήθηκαν ως προς την απελευθέρωση ιόντων με τη χρήση ICP-OES.	Τεχνητό σάλιο, 37°C, 28 ημέρες, συνεχής ροή με ρυθμό 0,4825 ml/min, λήψη δειγμάτων κάθε 12 ώρες την πρώτη εβδομάδα, 24 ώρες τη δεύτερη, 3,5 ημέρες την τρίτη και στο τέλος της τέταρτης.	Η υψηλότερη απελευθέρωση ιόντων παρατηρήθηκε τις πρώτες ώρες σε ποσότητες κάτω των τοξικών ορίων. Στο τέλος της τέταρτης εβδομάδας Cu= 31,3 μg, Ni= 18,7 μg και Cr= 5,47 μg. Σε σχέση με προγενέστερες μελέτες όπου υπήρχε απλά εμβάπτιση των μεταλλικών στοιχείων η συνεχής ροή φαίνεται ότι σχετίζεται με μεγαλύτερη απελευθέρωση ιόντων.
Kameda et al. 2014	Ανοξείδωτο χάλυβα αγκύλια SUS (Tomy int. Tokyo) συνδυάστηκαν με ανοξείδωτο χάλυβα (Mitsubo ortho, Japan) και NiTi σύρματα (Tomy int. Tokyo). ICP-OES ανάλυση για την απελευθέρωση ιόντων.	BHI (Brain heart infusion medium) με ή χωρίς ενδογενή στοματικά βακτήρια S. mutans ή S. manguis. 37°C, 5% CO ₂ , 95% αέρας, 4 ημέρες.	Ο συνδυασμός των ανοξείδωτο χάλυβανων αγκυλίων με τα αντίστοιχα SS σύρματα παρουσία βακτηρίων χαρακτηρίζονταν από τη μεγαλύτερη απελευθέρωση ιόντων Fe (0,88μg/ml και 1,83μg/ml για τα βακτήρια S. mutans και S. sanguis αντίστοιχα). Η απελευθέρωση των ιόντων Ni και Cr ήταν κάτω του ορίου προσδιορισμού (determination limit)

Heravi et al. 2014	Κλασσικά ανοξείδωτου χάλυβα αγκύλια (Equilibrium 2, Dentarum) συνδυάστηκαν με 0.016"X 0.022" ορθογώνιας διατομής σύρματα NiTi (Dentarum), TMA (Dentsply, GAC) και SS (Dentarum). Ακολούθησε τεστ απορρόφησης ιόντων για τον προσδιορισμό της συγκέντρωσης Ni στους ηλεκτρολύτες.	Τεχνητό σάλιο (Fusayama-Meyer), 42 ημέρες, 37±1°C.	Η μεγαλύτερη απελευθέρωση ιόντων Ni παρατηρήθηκε στο συνδυασμό αγκίστρου-SS. Η σειρά είχε ως εξής: B-SS>B-NiTi>B-TMA>B alone. Ωστόσο, η διαφορά δεν ήταν στατιστικά σημαντική.
Goncalves et al. 2014	Ανοξείδωτου χάλυβα ορθοδοντικοί δακτύλιοι (Morelli Sorocaba/SP, Brazil) συγκολλημένοι με ασημοκόλληση (NSB) και μή (SSB) για την απελευθέρωση ιόντων με τη χρήση FAAS και GFAAS.	RPMI 1640 tissue culture medium με 10% πλάσμα, 24 ώρες, 37°C, με διέγερση.	Οι δακτύλιοι SSB απελευθέρωσαν Ag, Cd, Cr, Cu και Zn ενώ Fe-Ni ανιχνεύθηκαν και στα δύο είδη. NSB (Fe=0,1 mg/l – Ni=0,05 mg/l), SSB (Cr= 0,059 mg/l, Fe= 0,619 mg/l, Ni= 0,629 mg/l, Cu= 20,35 mg/l, Ag= 1,381 mg/l, Zn= 5,276 mg/l, Cd= 0,004 mg/l).
Ramazanzadeh et al. 2014	20 σύρματα για κάθε είδος (Rematation Lite single stranded NiTi, Speed supercable multistrand NiTi και Damon CuNiTi) μελετήθηκαν μονήρη αλλά και σε συνδυασμό με αγκύλια SS (Dentarum) για την απελευθέρωση ιόντων Ni. (AAS)	Τεχνητό σάλιο (Fusayama Meyer), pH=7,03, 2 μήνες, 37°C.	Το Rematation Niti απελευθέρωσε τη μεγαλύτερη ποσότητα Ni στη μονήρη κατάσταση (53,96 µg/l) ενώ το Speed στο συνδυασμό με αγκύλια (47,23 µg/l). Τη μικρότερη συγκέντρωση παρουσίασαν τα σύρματα Damon CuNiTi και στις δύο καταστάσεις (5,7 µg/l και 7,17 µg/l αντίστοιχα).
Maia et al. 2014	150 αγκύλια, 75 κλασσικά (GN-3M/Unitek, GE-GAC, VE-Aditek) και 75 αυτόδετα (SC-3M/Unitek, IN-GAC, EC-Aditek), από 25 σε κάθε κατασκευαστή μελετήθηκαν ως προς την απελευθέρωση ιόντων με τη χρήση AAS.	Δ/μα 0,9% NaCl, 37±1°C, 21 ημέρες, δείγματα πάρθηκαν 7,14,21 ημέρες.	Η γήρανση των αυτόδετων αγκυλίων δεν φαίνεται να διαφέρει από εκείνη των κλασσικών. Ni → SC > GN 7, 14 ημέρες Cr → SC < GN 14 ημέρες Fe → SC < GN 7, 14, 21 ημέρες Ni → EC > VE 14 < 7, ημέρες Fe → EC > VE 14, < 21ημέρες Ni → IN < GE 14, 21 ημέρες Cr → IN < GE 14, 21 ημέρες Fe → IN < GE 7, 14, 21ημέρες Cr → EC > VE 14 < 7, 21 ημέρες
Senkutvan et al. 2014	4 ομάδες συρμάτων (NiTi, SS, CuNiTi, ion implanted NiTi) μελετήθηκαν ως προς την απελευθέρωση ιόντων Ni με τη χρήση AAS.	Τεχνητό σάλιο, pH=5,6-7, 36,5°C, 21 ημέρες, δείγματα πάρθηκαν 7, 14, 21 ημέρες.	Ο ρυθμός απελευθέρωσης νικελίου μειώθηκε με το χρόνο και η ποσότητα ήταν κάτω της ημερήσιας λήψης μέσω της τροφής.
Zhang et al. 2014	Σύνθετο σύρμα αποτελούμενο από NiTi (SMA, Beijing), SS 18-8 (Grikin Co) και ενδιάμεσο	Τεχνητό σάλιο, δ/μα NaCl 0,9%, φθοριούχο τεχνητό	Το σύνθετο σύρμα παρουσίασε την καλύτερη αντιδιαβρωτική συμπεριφορά στο πρωτεϊνούχο σάλιο και τη χειρότερη στο χλωριούχο δ/μα.

	στρώμα Cu μελετήθηκε ως προς τη βιοσυμβατότητα με την ανίχνευση ιόντων Cu με τη χρήση ICP-OES.	σάλιο (0.1% NaF), πρωτεϊνούχο τεχνητό σάλιο (0.1% BSA), 37°C, 28 ημέρες.	Τεχν. Σάλιο = 0.20 $\mu\text{g}/\text{mm}^2$ Cu NaF τεχν. Σάλιο = 0.40 $\mu\text{g}/\text{mm}^2$ Cu NaCl = 0.56 $\mu\text{g}/\text{mm}^2$ Cu BSA τεχν. Σάλιο = 0.19 $\mu\text{g}/\text{mm}^2$ Cu
Briceno et al. 2013	48 NiTi ορθοδοντικά σύρματα από 6 διαφορετικές εταιρείες (Per dental, Dentarum, Forestadent, GAC, Ormco, 3M Unitek) μελετήθηκαν για την ηλεκτροχημική τους συμπεριφορά (OCP, I_{COR}) και την απελευθέρωση ιόντων Ni (GF-AAS).	Τεχνητό σάλιο, 37°C, pH=7,4 Ηλεκτρόδιο αναφοράς καλομέλανα. Δείγματα για την απελευθέρωση ιόντων πάρθηκαν 1,2,3,4 εβδομάδες.	Σύρματα με το συνδυασμό 2 φάσεων (ωστενιτική/μαρτενσιτική-Nitinol) παρουσιάζουν το μικρότερο ρεύμα διάβρωσης ($-3 \text{ A}/\text{cm}^2$) ενώ σύρματα με μόνο ωστενιτική φάση (Tensic/Dentarum) το μεγαλύτερο ($-0,22 \text{ A}/\text{cm}^2$). Κατά συνέπεια, η αντίσταση στη διάβρωση είναι μεγαλύτερη στα σύρματα 2 φάσεων. Τα ωστενιτικά σύρματα απελευθερώνουν περισσότερο Ni σε σχέση με τα 2 φάσεων ($225\text{-}310 \text{ ng}/\text{cm}^2$ έναντι $80\text{-}150 \text{ ng}/\text{cm}^2$ αντίστοιχα σε 2 εβδομάδες). Ωστόσο, μετά την πρώτη εβδομάδα η απελευθέρωση μειώνεται ανεξαρτήτως τύπου.
Mikulewicz et al. 2012	Ανοξείδωτου χάλυβα αγκύλια Gemini APC II (3M Unitek), ανοξείδωτου χάλυβα σύρματα 0.017X0.025" (American Orthodontics), μεταλλικοί δακτύλιοι (3M Unitek), μεταλλικές προσδέσεις συνδυάστηκαν σε ένα σχήμα (2 σύρματα, 4 δακτύλιοι, 20 αγκύλια και 20 μεταλλικές προσδέσεις). Μέθοδος ICP-MS.	Τεχνητό σάλιο, 30 ημέρες, 120 rpm, 36,6°C.	Η απελευθέρωση ιόντων από τα κράματα στο τεχνητό σάλιο είχαν την εξής σειρά: Fe (2388 $\mu\text{g}/\text{l}$)>Mg (1669 $\mu\text{g}/\text{l}$)>Si>Ni (573 $\mu\text{g}/\text{l}$)>Al (559 $\mu\text{g}/\text{l}$)>Cu (121 $\mu\text{g}/\text{l}$)>Mn (68 $\mu\text{g}/\text{l}$)> Co(4 $\mu\text{g}/\text{l}$). Το Co και ο Cu μάλλον προέρχονται από την κόλληση. Από αυτά το Ni=573 $\mu\text{g}/\text{l}$ vs 15 $\mu\text{g}/\text{l}$ control και το Cr= 101 μg vs 8 $\mu\text{g}/\text{l}$.
Milheiro et al. 2012	5 ορθοδοντικά σύρματα συγκράτησης πολύκλωνα SS (Original Wildcat, Noninium, Lingual retainer, Dentaflex 3-s, Dentaflex-6s) μελετήθηκαν ως προς την απελευθέρωση ιόντων Ni με τη χρήση ICP-MS.	Απεσταγμένο νερό ή δ/μα γαλακτικού οξέος 90%, έκθεση σε κύκλους τάσης (1000/10000) και μη, 24 ώρες.	Όλα τα σύρματα απελευθερώνουν ποσότητες Ni με τον παράγοντα της οξύτητας να έχει σημαντικότερο ρόλο σε σχέση με τη μηχανική καταπόνηση. 0,2-4,8/12,1-263,5 ppb (σε νερό και γαλακτικό οξύ και απουσία μηχανικής καταπόνησης) 1,1-9,3/14,8-263,4 ppb (1000 κύκλοι) 1,7-9/13,7-239,5 ppb (10000 κύκλοι)
Reimann et al. 2012	Ανοξείδωτου χάλυβα αγκύλια (Equilibrium/Dentarum) και ανακυκλωμένα με 4 διαφορετικές μεθόδους (Φλόγα, όξινη εμβάπτιση, Big Jane εμπορική μονάδα, εμπορικά ανακυκλωμένα) μελετήθηκαν ως	Τεχνητό σάλιο, 1 εβδομάδα.	Η απελευθέρωση ιόντων κυμάνθηκε από 0,15 έως 0,18 $\mu\text{g}/\text{d}$ αναλόγως της επεξεργασίας. Δεν παρατηρήθηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των καινούργιων και των ανακυκλωμένων με φλόγα και όξινη εμβάπτιση.

	προς την απελευθέρωση ιόντων με τη χρήση ICP-MS.		
Gil et al. 2012	Ορθοδοντικά σύρματα NiTi (Ni= 55,8%, 69,3%, 62,4%, 63%) θερμικά κατεργασμένα στους 500 και 600°C μελετήθηκαν ως προς την απελευθέρωση ιόντων Ni με τη χρήση GF-AAS.	Τεχνητό σάλιο, pH=7,4/37°C, 30 ημέρες (δείγματα πάρθηκαν 1,5 ώρες και 1,2,5,15 ημέρες).	Η απελευθέρωση ιόντων Ni ήταν μεγαλύτερη στα αρχικά στάδια και μετά έφτασε σε επίπεδο κορεσμού. Τα μη κατεργασμένα καινούργια σύρματα έδωσαν περισσότερο νικέλιο σε σχέση με τα χρησιμοποιημένα κατεργασμένα.
Liu et al. 2011	Δύο σύρματα 0,016" NiTi (Nitinol/3M Unitek, Sentalloy/Tomy, Japan) χωρίς τάση και υπό τάση για 14 ημέρες ελέγχθηκαν για την απελευθέρωση ιόντων με ICP-MS.	Τεχνητό σάλιο, pH=5,3 και pH=2 με την προσθήκη γαλακτικού οξέος, 37°C, Δείγματα πάρθηκαν σε 1,3,7,14 ημέρες.	Τα υπό τάση σύρματα παρουσίασαν μεγαλύτερη απελευθέρωση Ni (36,8/30,1 μg/cm ² /1day για Nitinol και Sentalloy αντίστοιχα) σε σχέση με τα μη (κάτω της ανιχνευτικής ικανότητας). Ο μεγαλύτερος ρυθμός διάλυσης παρατηρήθηκε την πρώτη μέρα. Η οξύτητα του δ/τος σχετίστηκε με αύξηση απελευθέρωσης Ni.
Danaei et al. 2011	160 ανοξειδωτου χάλυβα ορθοδοντικά αγκύλια 0,022" (3M Unitek) μελετήθηκαν ως προς την απελευθέρωση ιόντων Ni, Cr, Cu, Fe, Mn σε στοματικά διαλύματα με τη χρήση ICP-OES.	Απίονισμένο νερό, Στοματικό δ/μα Oral B, χλωρεξιδίνης και Persica, 37°C, 45 ημέρες.	Η απελευθέρωση ιόντων ήταν μεγαλύτερη στο απεσταγμένο νερό και ακολούθησε το στοματικό δ/μα χλωρεξιδίνης.
Espinar et al. 2011	Ορθοδοντικά σύρματα NiTi (Ti=44%, Ni= 56%) υποβλήθηκαν σε επιφανειακή οξείδωση για μείωση του Ni και μελετήθηκαν με GF-AAS για την απελευθέρωση του συγκεκριμένου ιόντος.	Τεχνητό σάλιο, pH=7,4/37°C, 30 ημέρες, Δείγματα πάρθηκαν 1,5 ώρες και 1,2,5,15 ημέρες.	Η συγκέντρωση του Ni αυξήθηκε έντονα τις πρώτες ώρες και αργότερα έφτασε σε επίπεδο κορεσμού. Το στρώμα οξειδίου του τιτανίου φαίνεται ότι μειώνει την απελευθέρωση ιόντων Ni.
Krishnan et al. 2011	Ορθοδοντικά σύρματα β-Ti (Ormco) επικαλυμμένα (Aluminium nitride/Tugsten Carbide) και μη συγκρίθηκαν για την απελευθέρωση ιόντων Ti και Mo σε φθοριούχο περιβάλλον με τη χρήση ICP-OES.	Τεχνητό σάλιο + 2% NaF, 37±1°C, pH=5,2-7,8, κύκλος εμβάπτισης 5 λεπτά 3 φορές/ημέρα.	Η επικάλυψη με Aluminium Nitride παρουσιάζει καλύτερη αντιδιαβρωτική συμπεριφορά σε φθοριούχο περιβάλλον σε σχέση με τα επικαλυμμένα με καρβίδιο ή με τα μή. Η απελευθέρωση Mo φαίνεται ότι είναι μηδαμινή σε φθοριούχο περιβάλλον.
Ortiz et al. 2011	Ορθοδοντικά αγκύλια και δακτύλιοι SS (Ultramintrim/Dentatum), Ti (Orthos/Ormco) και Ni-free (Minisprint/Forestadent)	MEM (minimal essential medium) + 0,5% Foetal bovine serum, 37°C, 30	Τα ανοξειδωτου χάλυβα αγκύλια απελευθέρωσαν μεγαλύτερες ποσότητες ιόντων Ti, Cr, Mn, Co, Ni, Mo και Fe. Τα αγκύλια τιτανίου απελευθέρωσαν τις μικρότερες ποσότητες ιόντων. Τα αγκύλια ελεύθερα νικελίου

	μελετήθηκαν ως προς την απελευθέρωση ιόντων με τη χρήση ICP-OES.	ημέρες.	απελευθέρωσαν μεγάλες ποσότητες Mn, Ni και Fe.
Sfondrini et al. 2010	Ανοξειδωτου χάλυβα ορθοδοντικά αγκύλια (Victory/3M Unitek), ανακυκλωμένα (Victory/3M Unitek) και ελεύθερα νικελίου (Sprint/Forestadent) μελετήθηκαν ως προς την απελευθέρωση του συγκεκριμένου ιόντος. Για την ανίχνευση χρησιμοποιήθηκαν GF-AAS και ICP-OES.	Τεχνητό σάλιο, pH=4,2/6,5/7,6, (0,25/1/24/48/120 ώρες).	Τα ανακυκλωμένα αγκύλια απελευθέρωσαν τη μεγαλύτερη ποσότητα νικελίου (74 µg/g). Ακολούθησαν τα καινούργια ανοξειδωτου χάλυβα αγκύλια (7,4 µg/g) και τα ελεύθερα νικελίου (0,03 µg/g). Η μεγαλύτερη ποσότητα νικελίου απελευθερώθηκε στις όξινες συνθήκες (pH=4,2).
Suarez et al. 2010	Έξι τετράγωνα γλωσσικά ορθοδοντικά σύρματα (NiTi/CuNiTi/SS-Ormco) συγκρίθηκαν ως προς την απελευθέρωση νικελίου με τη χρήση AAS.	Δ/μα NaCl, 7/14/30 ημέρες.	Τα ανοξειδωτου χάλυβα σύρματα απελευθέρωσαν τις μεγαλύτερες ποσότητες νικελίου αλλά κάτω των ορίων κυτταροτοξικότητας. Στις 30 ημέρες η αθροιστική συγκέντρωση διακυμάνθηκε από 0,0013 σε 0,0036 ng/mm ² στα ανοξειδωτου χάλυβα σύρματα τετράγωνης και στρογγυλής διατομής αντίστοιχα.
Luft et al. 2009	9 είδη μεταλλικών αγκυλίων 2 κατηγοριών milled και MIM μελετήθηκαν για τη διαβρωτική τους συμπεριφορά (OCP, ICP-MS, SEM). MIM (Damon 2, 3 Ormco/ Discovery, Dentarum/ Opal TM , UP Dental) και Milled (In-Ovation, GAC/ Speed TM , Strite/ Smartclip TM , 3M Unitek/ Time, AD adenta/ Ultratrimm, Dentarum).	Τεχνητό σάλιο (Fusayama), 37°C, pH=4,8-5 1 εβδομάδα, Το ηλεκτρόδιο του καλομέλανα χρησιμοποιήθηκε ως αναφορά.	Τα μεγαλύτερα δυναμικά διάβρωσης παρουσίασαν τα Opal TM , Discovery, SmartClip ενώ τα μικρότερα τα Ultratrimm και τα Damon-3. Η στατική έκκλιση ιόντων Ni κάτω του ορίου ημερήσιας πρόσληψης. Άγκ. → Ni (µg/day)/Breakdown Potential (mV)/OCP (mV) Dam-2→1,31/368/63, Dam-3→0,41/233/100 Disc.→1,82/884/90 In-Ov.→1,47/480/34 Opal→0,30/1317/88 Smar.→0,06/785/59 Speed→0,38/471/65 Time→0,23/365/78 Ultra.→0,98/110/150 SEM Damon-2 (pit corrosion), Damon-3 (clip corrosion), Opal (minimal uniform corrosion), Ultratrimm (pit corrosion).
Kuhta et al. 2009	3x3 συνδυασμοί ανοξειδωτο χάλυβανων ορθοδοντικών αγκυλίων (Dentarum) και ορθ/κών συρμάτων 0,016x0,022" NiTi, NiTi thermal, SS (Dentarum) μελετήθηκαν ως προς την απελευθέρωση ιόντων σε διαφορετικής	Τεχνητό σάλιο, 37°C, 28 ημέρες, pH=2/3,5/6,8, η λήψη δειγμάτων έγινε 1,7,14, 28 ημέρες.	Ο ρυθμός απελευθέρωσης ιόντων ήταν μεγαλύτερος τις πρώτες ημέρες. Η οξύτητα επηρέασε την απελευθέρωση έως και 100 φορές. Η απελευθέρωση σχετίστηκε με τη σύσταση του σύρματος αλλά δεν ήταν ανάλογη. Η συγκέντρωσή τους ήταν κάτω της ημερήσιας διατροφικής πρόσληψης και κάτω των τοξικών ορίων.

	οξύτητας τεχνητό σάλιο με τη χρήση ICP-MS.														
Haddad et al. 2009	280 αγκύλια 7 εταιρειών, 6 SS και 1 CoCr (Kirium Line/Brazil, Mini Masters/Am Orthod., Discovery/Dentaram, Full size/3M Unitek, Morelli Mbt/Brazil, Nu Edge/TP orthod., Victory/3M Unitek) μελετήθηκαν ως προς την απελευθέρωση ιόντων τη χρήση AAS.	Συνθετικό σάλιο ή τεχνητό δ/μα πλάκας, 28 ημέρες, 37°C, αλλαγή δ/τος κάθε 7 ημέρες.	Οι ποσότητες Ni στα αγκύλια κυμαίνονταν από κάτω από τα ανιχνευτικά όρια έως 694 µg/l στο τεχνητό σάλιο και από 49 έως 5948 µg/l στο δ/μα πλάκας. Τα αγκύλια CoCr με τη μικρότερη περιεκτικότητα Ni δεν απελευθέρωσαν αντίστοιχα και τη μικρότερη ποσότητα Ni. Αντίστοιχα, οι συγκεντρώσεις Cr κυμαίνονταν από 1-10,4 µg/l και 50,5–8225 µg/l.												
Kang et al. 2008	Δύο ειδών αγκύλια Ti: 1.Equilibrium (CP-pure Ti, Dentaram) και 2. Ortho 2 (OR, Ti-6A-V, Ormco). ICP-OES	Δ/μα 0,1% οξικού οξέος και NaF., pH=3,5/6 Δ/μα οξικού οξέος, pH=3,5/6 3 ημέρες/5 αγκύλια για κάθε δ/μα.	Το άγκιστρο EQ απελευθέρωσε ιόντα Ti (16,3 ppm) ενώ το OR Al (6,1 ppm), Ti (9,1 ppm) και V (1,2 ppm). Η στοιχειακή απελευθέρωση ήταν στατιστικώς σημαντική μόνο στο δ/μα οξικού οξέος NaF με pH=3,5.												
Sfondrini et al. 2008	Ανοξείδωτου χάλυβα ορθοδοντικά αγκύλια (Victory/3M Unitek), ανακυκλωμένα (Victory/3M Unitek) και ελεύθερα νικελίου (Sprint/Forestadent) μελετήθηκαν ως προς την απελευθέρωση χρωμίου. Για την ανίχνευση χρησιμοποιήθηκαν GF-AAS και ICP-OES.	Τεχνητό σάλιο, pH=4,2/6,5/7,6, (0,25/1/24/48/120 ώρες).	Τα ανακυκλωμένα αγκύλια απελευθέρωσαν τη μεγαλύτερη ποσότητα χρωμίου (0,52 µg/g). Ακολούθησαν τα καινούργια ανοξείδωτου χάλυβα αγκύλια (0,27 µg/g) και τα ελεύθερα νικελίου (0,21 µg/g). Η μεγαλύτερη ποσότητα χρωμίου απελευθερώθηκε στις όξινες συνθήκες (pH=4,2).												
Costa et al. 2007	Δύο ειδών αγκύλια μελετήθηκαν AISI 304 SS (Morelli) και manganese SS (Ni-free, Morelli). AAS και SEM μέθοδοι χρησιμοποιήθηκαν για τη στοιχειακή και μορφολογική ανάλυση αντιστοίχως.	Τεχνητό σάλιο, 21-42-63 ημέρες, 37°C, pH=6,75.	Ιόντα Ni και Mn απελευθερώθηκαν σε μεγαλύτερες συγκεντρώσεις στα ανοξείδωτου χάλυβα αγκύλια 304 SS. Υπό το SEM τα ανοξείδωτου χάλυβα αγκύλια 304 SS παρουσίασαν μικρές ανωμαλίες της επιφάνειας, οι οποίες έγιναν εντονότερες με την αύξηση του χρόνου έκθεσης. <table> <tr> <td>Ni-Mn (µg/ml)</td><td>21 ημ.</td><td>42 ημ.</td><td>63 ημ.</td></tr> <tr> <td><u>304 SS</u></td><td>0,47/025</td><td>4,46/0,9</td><td>2,98/0,65</td></tr> <tr> <td><u>Mn SS</u></td><td>0,05/0,11</td><td>0,04/0,07</td><td>0,07/0,07</td></tr> </table>	Ni-Mn (µg/ml)	21 ημ.	42 ημ.	63 ημ.	<u>304 SS</u>	0,47/025	4,46/0,9	2,98/0,65	<u>Mn SS</u>	0,05/0,11	0,04/0,07	0,07/0,07
Ni-Mn (µg/ml)	21 ημ.	42 ημ.	63 ημ.												
<u>304 SS</u>	0,47/025	4,46/0,9	2,98/0,65												
<u>Mn SS</u>	0,05/0,11	0,04/0,07	0,07/0,07												
Kobayashi et al. 2007	6 σύρματα NiTi (Tomy International) 3 καλυμμένα με DLC (diamond like carbon-1µm) και 3 χωρίς μελετήθηκαν για την	Φυσιολογικό αλατούχο δ/μα, 14 ημέρες, 70°C και 6 μήνες 37°C.	Η εξάμηνη απελευθέρωση ιόντων Ni ήταν 0,93 ppm για τα μη επικαλυμμένα σύρματα ενώ για τα DLC 0,15 ppm.												

	απελευθέρωση ιόντων Ni με τη βοήθεια MIP-MS (microwave induced plasma mass spectrometry).																																																										
Kao et al. 2007	Δύο ορθοδοντικά σύρματα 0,016"/0,016X0,022" SS και NiTi (3M Unitek) χρησιμοποιήθηκαν για τη μελέτη της απελευθέρωσης ιόντων σε φθοριούχο περιβάλλον χρησιμοποιώντας ηλεκτροχημικό δυναμικό. Η ανίχνευση πραγματοποιήθηκε με τη βοήθεια AAS.	Τεχνητό σάλιο με 0,2% NaF, 37°C pH=3,5/4/6,75.	Στο τεχνητό σάλιο (pH=6,75) απελευθέρωση ιόντων νικελίου ήταν μεγαλύτερη στα ανοξείδωτου χάλυβα σύρματα ενώ στα φθοριούχα δ/τα σε πιο όξινο pH ήταν το αντίστροφο. Χρώμιο και τιτάνιο βρέθηκαν σε διαφορετικές συγκεντρώσεις και ανάλογη με την οξύτητα των δ/των (pH=3,5/4) με τα ανοξείδωτου χάλυβα σύρματα.																																																								
Schiff et al. 2006	Ορθοδοντικά αγκύλια διαφορετικής σύστασης (Fe-Ni, Ormodent / Co-Mo-Ti, Orthoplus / Ti, Ormodent) συνδυάστηκαν με σύρματα NiTi και CuNiTi. Τα δυναμικά υπολογίστηκαν με computer controlled potentiostat και η αντίσταση στη διάβρωση με την απελευθέρωση ιόντων ICP.	Για τις μετρήσεις δυναμικού και την απελευθέρωση ιόντων χρησιμοποιήθηκαν τρεις ηλεκτρολύτες: Α. Τεχνητό σάλιο (Fusayama-Meyer), Ph=5,3 Β. Στοματικό δ/μα Elmex (100ppm amine fluoride) pH=4,3 Γ. Στοματικό δ/μα Meridol (150 ppm amine fluoride) pH=4,3 37±1°C, 2 μήνες, Ηλεκτρόδιο αναφοράς Ag/AgCl (saturated with KCl).	Ο συνδυασμός NiTi-bracket και Meridol σχετίζεται με τη μεγαλύτερη απελευθέρωση ιόντων Ni και τη μικρότερη αντίσταση στη διάβρωση. <table><tr><td><u>Wire/bracket</u></td><td><u>Saliva</u></td><td><u>Elmex</u></td><td><u>Meridol</u></td><td><u>Saliva</u></td><td><u>Elmex</u></td><td><u>Meridol</u></td></tr><tr><td></td><td colspan="3"><u>Ni (µg/l)</u></td><td colspan="3"><u>Cr (µg/l)</u></td></tr><tr><td>NiTi/FeCrNi</td><td>54</td><td>288</td><td>4841</td><td><6</td><td>6</td><td>6</td></tr><tr><td>NiTi/CoCr</td><td>109</td><td>586,3</td><td>10822</td><td><6</td><td>22,3</td><td>563,5</td></tr><tr><td>NiTi/Ti</td><td>16,7</td><td>199,1</td><td>2971</td><td><6</td><td>-</td><td>-</td></tr><tr><td>CuNiTi/FeCrNi</td><td>32,6</td><td>232,9</td><td>39</td><td><5</td><td>6</td><td>-</td></tr><tr><td>CuNiTi/CoCr</td><td>34,1</td><td>91,2</td><td>44,1</td><td><5</td><td>20,2</td><td>59,7</td></tr><tr><td>CuNiTi/Ti</td><td>19,8</td><td>6</td><td>16,2</td><td><5</td><td>-</td><td>-</td></tr></table>	<u>Wire/bracket</u>	<u>Saliva</u>	<u>Elmex</u>	<u>Meridol</u>	<u>Saliva</u>	<u>Elmex</u>	<u>Meridol</u>		<u>Ni (µg/l)</u>			<u>Cr (µg/l)</u>			NiTi/FeCrNi	54	288	4841	<6	6	6	NiTi/CoCr	109	586,3	10822	<6	22,3	563,5	NiTi/Ti	16,7	199,1	2971	<6	-	-	CuNiTi/FeCrNi	32,6	232,9	39	<5	6	-	CuNiTi/CoCr	34,1	91,2	44,1	<5	20,2	59,7	CuNiTi/Ti	19,8	6	16,2	<5	-	-
<u>Wire/bracket</u>	<u>Saliva</u>	<u>Elmex</u>	<u>Meridol</u>	<u>Saliva</u>	<u>Elmex</u>	<u>Meridol</u>																																																					
	<u>Ni (µg/l)</u>			<u>Cr (µg/l)</u>																																																							
NiTi/FeCrNi	54	288	4841	<6	6	6																																																					
NiTi/CoCr	109	586,3	10822	<6	22,3	563,5																																																					
NiTi/Ti	16,7	199,1	2971	<6	-	-																																																					
CuNiTi/FeCrNi	32,6	232,9	39	<5	6	-																																																					
CuNiTi/CoCr	34,1	91,2	44,1	<5	20,2	59,7																																																					
CuNiTi/Ti	19,8	6	16,2	<5	-	-																																																					
Darabara et al 2006	6 ορθοδοντικά αγκύλια (5 ανοξείδωτου χάλυβα και 1 τιτανίου/Micro Loc, Equilibrium, Optimesh, Gemini, Orthos 2 και Rematitan αντίστοιχα) ήρθαν σε γαλβανική σύζευξη με ορθοδοντικά σύρματα CuNiTi™. Η διαφορά	Γαλακτικό οξύ 1M, pH= ?, 28 ημέρες, 37°C.	Μετρήσιμες ποσότητες Cr και Ni ανιχνεύτηκαν στο υπολειπόμενο δ/μα ηλεκτρολύτη. <table><tr><td></td><td><u>Cr</u></td><td><u>Ni (µg/day)</u></td></tr><tr><td>CuNiTi™–Equil.</td><td>1.117</td><td>43.974</td></tr><tr><td>CuNiTi™–Gemini</td><td>6.48</td><td>44.7</td></tr></table>		<u>Cr</u>	<u>Ni (µg/day)</u>	CuNiTi™–Equil.	1.117	43.974	CuNiTi™–Gemini	6.48	44.7																																															
	<u>Cr</u>	<u>Ni (µg/day)</u>																																																									
CuNiTi™–Equil.	1.117	43.974																																																									
CuNiTi™–Gemini	6.48	44.7																																																									

	δυναμικού μετρήθηκε 3 φορές για κάθε ζεύγος και έπειτα πραγματοποιήθηκε ICP-AES για απελευθέρωση ιόντων Cr και Ni.		CuNiTi TM –Micro Loc 1.028 53.4 CuNiTi TM –OptiMesh 1.68 45.525 CuNiTi TM –Orthos2 0 44.8 CuNiTi TM –Rematitan 0 16.9
Jang et al. 2006	Ανοξείδωτου χάλυβα ορθοδοντικά αγκύλια 2 εταιρειών (Micro-Loc/Tommy, Ultratrim/Dentatum), μελετήθηκαν όσον αφορά την διαβρωτική τους συμπεριφορά μετρώντας την απελευθέρωση ιόντων (ICP-OES).	Δ/μα 0,1% NaF + γαλακτικού οξέος pH=3,5 (F ⁻ =190 ppm, HF=227 ppm) και pH=6 (F ⁻ =410 ppm, HF=7 ppm), 3 ημέρες, 5 αγκύλια.	Τα αγκύλια της Dentatum απελευθέρωσαν πολύ μεγαλύτερες ποσότητες ιόντων σε σχέση με τα Tommy έπειτα από τρεις ημέρες έκθεσης σε δ/μα με pH=3,5. Fe (151/2,36 ppm), Cr (33,6/0,11 ppm), Ni (19,37/0,14 ppm), Mn (2,69/0,17 ppm). Οι συγκεντρώσεις των ιόντων σε λιγότερο όξινο δ/μα ήταν και για τα δύο κάτω του 1ppm.
Ahn et al. 2006	Ορθοδοντικά σύρματα NiTi 4 εταιρειών (Neo Sentalloy/GAC, Nitinol/3M UNitek, NiTi/Ormco, CuNiTi/Ormco) δοκιμάστηκαν σε φθοριούχο περιβάλλον και διαφορετικές θερμοκρασίες.	Δ/μα γαλακτικού οξέος + NaF, pH=3,5/6, περισσότερο HF σχηματίστηκε στο όξινο Ph και μεγαλύτερη θερμοκρασία.	Σε όξινο δ/μα (pH=3,5) και θερμοκρασία 60°C τα σύρματα παρουσίασαν τη μεγαλύτερη απώλεια βάρους, απελευθέρωση ιόντων και διάβρωση της επιφάνειας. Σε λιγότερο όξινο δ/μα (pH=6) και ανεξάρτητα της θερμοκρασίας τα παραπάνω χαρακτηριστικά ήταν μειωμένα.
Oh & Kim, 2005	4 είδη ανοξείδωτο χάλυβων ορθοδοντικών συρμάτων 0,41X0,56 mm (Remanian/Dentatum, Parmachrome/3M Unitek, Colbology/G&H, Orthos/Ormco) υποβλήθηκαν σε θερμική κατεργασία σε περιβάλλον αέρα, κενού και αργόν. Η απελευθέρωση νικελίου προσδιορίστηκε με GF-AAS.	Τεχνητό σάλιο, 37°C, 1,3 ημέρες, 1,2,4,8,12 εβδομάδες.	Για όλα τα δείγματα η μικρότερη απελευθέρωση Ni σχετίστηκε με τα θερμική επεξεργασία σε συνθήκες κενού(1,84 έως 55,53 ng/ml) ενώ η μεγαλύτερη στον αέρα (55,28 έως 273,03 ng/ml). Στην περίπτωση του αργόν τα αποτελέσματα ήταν ενδιάμεσα (18,94 έως 83,98 ng/ml). Τα σύρματα Remanian και Colbology απελευθέρωσαν μεγαλύτερες ποσότητες Ni σε σχέση με τα άλλα σύρματα.
Gursoy et al. 2005	Ανοξείδωτου χάλυβα αγκύλια 0,018" slot (GAC) και NiTi ορθοδοντικά σύρματα 0,016" (GAC) συνδυάστηκαν με 4 διαφορετικούς τρόπους και μελετήθηκαν για την απελευθέρωση ιόντων με τη βοήθεια ICP-OES.	Τεχνητό σάλιο, pH=7, 37°C, 45 ημέρες, 5 αγκύλια + 3 εκ. σύρμα + συρμάτινες προσδέσεις. Ομάδα 1: Νέα Ομ/δα 2: νέα αγκύλια και ανακυκλωμένα σύρματα Ομ/δα 3:	Η ομάδα 4 απελευθέρωσε τις μεγαλύτερες ποσότητες Cr (7,5 μg/L) Fe (140 μg/L), Ti (4 μg/L) από όλες τις άλλες κατηγορίες. Η συγκέντρωση νικελίου ήταν παρόμοια στις ομάδες 1,2 (12 μg/L) και 3,4 (20 μg/L). Οι ποσότητες Cr (7,5 μg/L / 4 μg/L), Cu (28 μg/L / 12 μg/L), Ti ήταν μεγαλύτερες στις ομάδες 3,4 (4 μg/L) σε σχέση με τις 1,2 (2 μg/L).

		ανακυκλωμένα αγκύλια και νέα σύρματα Ομ/δα 4: ανακυκλωμένα.	
Gioka et al. 2004	Δύο αγκύλια Ti Orthos2 (Ormco-Ti6Al4V) και Rematitan (Dentaurum pure Ti) μελετήθηκε η απελευθέρωση ιόντων με τη βοήθεια ICP-AES.	50ml δ/τος 0,9% w/v normal saline, 37°C, 2 μήνες 20 αγκύλια αποτέλεσαν την κάθε ομάδα (3 ομάδες).	Τα δύο αγκύλια παρουσίασαν επίπεδα Ti κάτω από το όριο του 1 ng/ml ενώ ίχνη Al (3 ppm) και V (2 ppm) σχετίστηκαν με τα αγκύλια Orthos 2.
Huang et al. 2004	Τέσσερα είδη ανοξείδωτο χάλυβανων αγκυλίων ανακυκλωμένα και μή (Micro-Loc, Tommy Co–Diamond, Ormco–Twin torque, Unitek 3M, Rickett, Dentarum) τοποθετήθηκαν σε τεχνητό σάλιο διαφορετικής οξύτητας. Η απελευθέρωση ιόντων μετρήθηκε με AAS.	Τεχνητό σάλιο (Sinphar, Taiwan), pH=4, 7 με τη χρήση NaHNO ₃ , 37°C, 48 εβδομάδες.	Τα ανακυκλωμένα αγκύλια απελευθέρωσαν μεγαλύτερες ποσότητες ιόντων Ni, Cr, Cu, Fe, Mn. Το πιο όξινο περιβάλλον σχετίστηκε με μεγαλύτερες συγκεντρώσεις. Ο χρόνος έκθεσης επηρέασε θετικά την απελευθέρωση ιόντων. Το Ni ήταν το κυρίαρχο ιόν (Ormco brackets-260 µg/l και 307 µg/l). Τη μεγαλύτερη απελευθέρωση Cu παρουσίασαν τα αγκύλια της Dentarum (689,31 µg/l).
Yonekura et al. 2004	6 Ορθοδοντικά σύρματα (As received and grinded ones) διερευνήθηκαν για τα διαβρωτικά τους χαρακτηριστικά με τη βοήθεια AAS και OCP αναλύσεις. 0,016x0,022” 1. NiTi (Tomy int. Tokyo), 2. B-Ti (TMA, Ormco), 3. Co-Cr (Elgiloy blue, RMO), 4. SS ₁ (3M, Unitek), 5. SS ₂ (Dentaurum/8-9% Ni), 6. SS ₃ (Dentaurum/0,1% Ni).	0,9% NaCl, 37°C, Ηλεκτρόδιο αναφοράς καλομέλανα.	Τα σύρματα Ti παρουσίασαν μεγαλύτερη αντίσταση στη διάβρωση σε σχέση με τα CoCr και SS και η επεξεργασία της επιφάνειας δεν φαίνεται να επηρέασε τη μορφή των καμπυλών πολικότητας αν και η πυκνότητα του ρεύματος ήταν μεγαλύτερη στα τροχισμένα σύρματα. Τα είδη των απελευθερωμένων ιόντων ήταν τα ίδια στα καινούργια και στα τροχισμένα. Η ποσότητα των ιόντων ωστόσο ήταν μεγαλύτερη στα τροχισμένα. Η συγκέντρωσή τους είχε την τάση να μειώνεται μετά την πρώτη εβδομάδα. NiTi, Ti = small amounts of Ni, Mo, CoCr = Co (550ng/cm ²), Ni, Fe, Mo, Mn, Cr, SS₁, SS₂ = Fe, Ni, SS₃ = Mn, Fe
Huang et al. 2003	4 είδη ορθοδοντικών συρμάτων 0,016” NiTi (Ormco, NiTi/ Orthonol, RMO/ NiTi, KH/ NiTi, SH) μελετήθηκαν μετά την τοποθέτηση τους σε τεχνητό σάλιο για απελευθέρωση ιόντων με AAS.	Τεχνητό σάλιο (modified Fusayama), 37°C, pH=2,5/3,75/5/6,25 t= 1,3,7,14,28 ημέρες.	Η συγκέντρωση ιόντων Ni ήταν μικρότερη από το κριτικό όριο για αλλεργία και ημερήσια πρόσληψη. Παρουσιάστηκε τάση για αύξηση της συγκέντρωσης ιόντων Ni και Ti με την οξύτητα καθώς και μείωση του ρυθμού με τις ημέρες έκθεσης. Το RMO NiTi χαρακτηρίστηκε από τη μεγαλύτερη απελευθέρωση ιόντων Ni (1-day 4,7 µg/cm ² /28 days 57,9 µg/cm ²) και Ti (5,1 µg/cm ² /28 days 32,4 µg/cm ²) ανεξαρτήτως ημερών και

			pH. Τα ιόντα Ti είναι μη ανιχνεύσιμα σε pH>3,5.
Huang et al. 2001	Ανοξειδωτου χάλυβα αγκύλια ανακυκλωμένα και μη (Dynalock/3M Unitek, Tomy/Japan, stand. edg./Ormco, Rickett/Dentarium) συγκρίθηκαν για την απελευθέρωση ιόντων Ni, Cr, Fe, Mn με τη χρήση AAS.	Τεχνητό σάλιο, 12 εβδομάδες, pH=4,7,10.	Τα ανακυκλωμένα αγκύλια απελευθέρωσαν μεγαλύτερες ποσότητες ιόντων. Η συγκέντρωση σιδήρου ήταν μεγαλύτερη σε πιο όξινο περιβάλλον. Μετά τις 12 εβδομάδες η συνολική ποσότητα των ιόντων δεν υπερέβαινε την προτεινόμενη ημερήσια πρόσληψη.
Staffolani et al. 1999	Ο συνδυασμός 2 ανοξειδωτο χάλυβανων δακτυλίων, 10 αγκυλίων και ενός σύρματος NiTi (Leone Spa, Italy) χρησιμοποιήθηκε για μετρήσεις απελευθέρωσης ιόντων GF-AAS. Τα τμήματα των υπό διερεύνηση μηχανισμών ήταν συγκολλημένα με ασημοκόλληση.	Δ/τα: 1. HCl (10/5/1/0,5 Mm) (pH=3,5/4,5/5,5/6,5) 2. 1% tartaric acid, citric and ascorbic acids (TCA, pH=2,5) ή γαλακτικό και οξικό οξύ (LA, pH=2,5), 28 ημέρες.	Η απελευθέρωση ιόντων Ni, Cr και Cu αυξήθηκε με την οξύτητα του ανόργανου δ/τος. Η σχέση αυτή δεν ήταν τόσο έντονη στα οργανικά δ/τα παρόμοιας οξύτητας με εξαίρεση τα ιόντα του Cu. Η ημερήσια απελευθέρωση μειώθηκε μετά την πρώτη ημέρα και ήταν κάτω από τα όρια πρόσληψης μέσω της τροφής. Τα ιόντα Ag, Pd ήταν πολύ χαμηλά σε συγκέντρωση (0,2 μg/28 ημέρες).
Barrett et al. 1993	Ο συνδυασμός ανοξειδωτο χάλυβανων ορθοδοντικών αγκυλίων (Ormco/GAC) και συρμάτων 0,017X0,025" NiTi (Nitinol, 3M Unitek) ή SS μελετήθηκαν για την απελευθέρωση ιόντων Ni/Cr με τη χρήση AAS.	Τεχνητό σάλιο, 37°C, 4 εβδομάδες.	Οι ορθοδοντικοί μηχανισμοί απελευθέρωσαν μετρήσιμες ποσότητες νικελίου και χρωμίου. Την πρώτη εβδομάδα αυξήθηκε ο ρυθμός απελευθέρωσης Ni ενώ για το Cr 2 πρώτες εβδομάδες. Η συγκέντρωση νικελίου ήταν 37 φορές μεγαλύτερη σε σχέση με το χρώμιο ανεξάρτητα του συνδυασμού ορθοδοντικών συρμάτων.
Gjerdet & Hero, 1987	Ορθοδοντικά σύρματα SS (Permachrome, 3M Unitek) και CoCr (Elgiloy, RMO) μελετήθηκαν για την απελευθέρωση ιόντων νικελίου υπό θερμική κατεργασία.	Τεχνητό σάλιο, 1 εβδομάδα.	Το σύρμα CoCr απελευθέρωσε μεγαλύτερες ποσότητες νικελίου στην μη θερμικά κατεργασμένη μορφή σε σχέση με το SS. Η απελευθέρωση ιόντων αυξήθηκε μετά τη θερμοκρασία των 400°C και 500°C για το SS και CoCr αντίστοιχα. Η θερμική κατεργασία άνω των 500°C αύξησε τις συγκεντρώσεις ιόντων κατά 15-60 φορές.
Park & Shearer, 1983	Ορθοδοντικά ανοξειδωτου χάλυβα αγκύλια (AISI Type 303 se) δακτύλιοι (AISI Type 304) μελετήθηκαν ως προς την απελευθέρωση ιόντων νικελίου και χρωμίου.	Δ/μα 0,05% NaCl.	Η μέση απελευθέρωση ιόντων Ni ήταν 40 μg/ημέρα και Cr 30 μg/ημέρα για ακίνητους μηχανισμούς άνω και κάτω. Η συγκέντρωση αυτή ήταν κάτω από τον μέσο όρο ημερήσιας λήψης μέσω διαίτης.

Πίνακας 3. In vivo μελέτες ανίχνευσης ιόντων μετά από τη χρήση μεταλλικών ορθοδοντικών αγκυλίων και συρμάτων σε δείγματα ιστών ταξινομημένες κατά χρονολογική σειρά. SEM=Scanning electron microscope, AFM=Atomic force microscopy, AAS=Atomic absorption spectroscopy, AES=Auger electron spectroscopy, GF-AAS=(Graphite furnace AAS), EDX or EDS=Energy dispersive x-ray spectroscopy, XPS=X-ray photoelectron spectroscopy, ICP-MS=Inductively coupled plasma mass spectroscopy, ICP-OES=Inductively coupled plasma optical emission spectrometry.

Άρθρα (In Vivo)	Μέθοδος	Συνθήκες	Αποτελέσματα απελευθέρωσης ιόντων
Golz et al. 2016	Αυτόδετα αγκύλια SmartClip™ (3M Unitek), 4 ανοξείδωτου χάλυβα δακτύλιοι στους γομφίους και 0,014" NiTi συρμάτινα τόξα (True Form, smile dental, Dusseldorf, Germany) τοποθετήθηκαν σε ασθενείς. Ελήφθησαν δείγματα σιέλου πριν την τοποθέτηση των μηχανισμών (T ₁), αμέσως μετά (T ₂) και σε 2 εβδομάδες μετά την συγκόλληση των αγκιστρων (T ₃), αμέσως μετά την τοποθέτηση του σύρματος (T ₄) καθώς και μετά από 4 (T ₅) και 6 εβδομάδες (T ₆). Πραγματοποιήθηκε ICP για την ανίχνευση απελευθέρωσης ιόντων Ni.	30 ασθενείς, 10-13 ετών, unstimulated saliva.	Η απελευθέρωση ιόντων Ni αυξήθηκε μετά την τοποθέτηση των αγκυλίων και του σύρματος. Ωστόσο μετά την πάροδο 4 εβδομάδων επανήλθε σε επίπεδα με τα αρχικά. Κατά συνέπεια η τοποθέτηση αυτόδετων αγκυλίων επηρεάζει βραχυπρόθεσμα τη συγκέντρωση ιόντων Ni στο σάλιο. T ₁ = 21,85μg/l, T ₂ = 85,34μg/l, T ₃ = 19,19 μg/l, T ₄ = 57,74 μg/l, T ₅ = 13,73 μg/l, T ₆ = 19,83 μg/l
Mikulewicz et al. 2015	Σε 47 ορθοδοντικούς ασθενείς τοποθετήθηκαν ανοξείδωτου χάλυβα αγκύλια (Victory/3M Unitek), δακτύλιοι (3M Unitek) και σύρματα NiTi/SS (3M Unitek). Πραγματοποιήθηκε ανάλυση ιόντων σε δείγματα τριχών με τη χρήση ICP-OES.	Δείγματα τριχών πάρθηκαν πριν (T ₁), 4-8-12 (T _{2,3,4}) μήνες μετά την τοποθέτηση των μηχανισμών.	Στατιστικώς σημαντική διαφορά παρουσιάστηκε μόνο στο ιόν του χρωμίου. T ₁ /T ₂ (mg/Kg) Cr= 0,0201/0,158, Fe= 13,2/14,2, Ni= 0,275/0,422 Ο ετήσιος μέσος όρος συγκέντρωσης ιόντων ανήλθε Cr= 8,94 μg, Ni= 7,4 μg και Fe= 131 μg.
Soteriou et al 2014	Ποσοτικοποιημένη στοιχειακή ανάλυση και μορφολογική μελέτη επιφανείας ασημοκολλήσεων (Dentaurum Universal Ag solder και OS Leone orth. Solder) σε δακτυλίους (GAC, snap fit) γλωσσικών τόξων (10 σε αριθμό σε κάθε κατηγορία κόλλησης) πριν και μετά τη χρήση τους στο στοματικό περιβάλλον με τη βοήθεια SEM/EDX. (Retrieval analysis).	Ενδοστοματική έκθεση 11-16 μήνες.	Οι δύο ασημοκολλήσεις σχετίζονται με την απελευθέρωση Cu και Zn. Η OS παρουσίασε μεγαλύτερη απελευθέρωση Cu από την US (p<0.05). Η επιφάνεια των δύο ασημοκολλήσεων χαρακτηρίζεται από μεγαλύτερη τραχύτητα μετά την έκθεση στο στοματικό περιβάλλον.
Mikulewicz et al. 2014	20 ορθοδοντικά αγκύλια (Victory, 3M Unitek), 4 δακτύλιοι (3M, size 37), 2 συρμάτινα τόξα 0,018" με μορφή πλάκας και για συγκεκριμένο βάρος τοποθετήθηκαν σε χοίρους ενδοστοματικά.	24 χοίροι (Polish White Landrace breed) (12 control), 3 και 6 μήνες	Τα αποτελέσματα δείχνουν ότι τα προϊόντα της διάβρωσης ιδιαίτερα κατά τους τρεις πρώτους μήνες πέρασαν σε εσωτερικούς ιστούς χωρίς όμως να φτάνουν σε τοξικά

	ICP ανάλυση τριχών και ιστών όπως νεφρά, ήπαρ, αορτή, πνεύμονες και στοματικός βλεννογόνο.	δείγματα τριχών και 6 μήνες από τα άλλα όργανα.	επίπεδα. Οι μεγαλύτερες διαφορές εντοπίζονται στην αορτή (Ni 4,8 φορές μεγαλύτερη συγκέντρωση), στο στοματικό βλεννογόνο (Ni 3,5x) και στις τρίχες μετά από 3 μήνες (Cr 3,4x).
Martin-Camean et al. 2014	Σε 20 ορθοδοντικούς ασθενείς τοποθετήθηκαν ανοξείδωτου χάλυβα ορθ/κά αγκύλια, δακτύλιοι και σύρματα 0,016x0,022" NiTi καθώς και SS (DM Ceosa, Spain) για 13-15 μήνες. Ανάλυση απελευθέρωσης ιόντων Ti, V, Zr πραγματοποιήθηκε με τη χρήση ICP-MS.	Κύτταρα του στοματικού βλεννογόνου, 20 σε αριθμό η ομάδα των μαρτύρων.	Δεν παρουσιάστηκαν στατιστικώς σημαντικές διαφορές στα ιόντα τιτανίου στις δύο ομάδες. Ο μέσος όρος τιμών Μαρτύρων/ασθενών (ng/g): Ti= 5,14/5,23, Zr= LOD/0,54
Martin-Camean et al. 2014	Σε 20 ορθοδοντικούς ασθενείς τοποθετήθηκαν ανοξείδωτου χάλυβα ορθ/κά αγκύλια, δακτύλιοι και σύρματα 0,016x0,022" NiTi καθώς και SS (DM Ceosa, Spain) για 13-15 μήνες. Ανάλυση απελευθέρωσης ιόντων Co, Cr, Cu, Ni πραγματοποιήθηκε με τη χρήση ICP-MS.	Κύτταρα του στοματικού βλεννογόνου, 20 σε αριθμό η ομάδα των μαρτύρων.	Στατιστικώς σημαντικές διαφορές παρουσιάστηκαν στην ανίχνευση ιόντων μεταξύ των ασθενών και των μαρτύρων. Ο μέσος όρος τιμών Μαρτύρων/ασθενών (ng/g) Co= 0,6/11,6, Cr= 2,3/17,5, Cu= 4,9/8,5, Ni= 4,3/24,9
Martin-Camean et al. 2014	Σε 70 ορθοδοντικούς ασθενείς τοποθετήθηκαν ανοξείδωτου χάλυβα ορθ/κά αγκύλια, δακτύλιοι και σύρματα NiTi καθώς και SS (DM Ceosa, Spain) για τουλάχιστον 2 έτη θεραπείας. Ανάλυση απελευθέρωσης ιόντων Cr, Cu, Fe, Mn, Ni πραγματοποιήθηκε με τη χρήση FAAS, GFAAS.	Δείγματα τριχών, 56 σε αριθμό η ομάδα των μαρτύρων.	Στατιστικώς σημαντική αύξηση στα ιόντα Mn παρουσιάστηκε στους ορθοδοντικούς ασθενείς. Ο μέσος όρος τιμών Μαρτύρων/ασθενών (μg/g) Cr= 0,36/0,33, Cu= 33/24, Fe= 25,3/24,86, Mn= 0,23/0,42, Ni= 0,36/0,33
Abtahi et al. 2013	Ακίνητοι ορθοδοντικοί μηχανισμοί (SS brackets/Denturum) και σύρματα 0,014" NiTi (Denturum) τοποθετήθηκαν σε 24 θήλεις ασθενείς για 4 μήνες και η απελευθέρωση ιόντων νικελίου μετρήθηκε με τη χρήση AAS. Ως ομάδα μαρτύρων χρησιμοποιήθηκαν οι αδερφές των θηλέων ασθενών του ίδιου ηλικιακού φάσματος.	Δείγματα τριχών πάρθηκαν αρχικά και μετά από 4 μήνες από 3 διαφορετικές περιοχές του τριχωτού της κεφαλής.	Η μέση συγκέντρωση ιόντων νικελίου ήταν στην ομάδα των μαρτύρων (0,382 μg/g) και στην ομάδα των ασθενών (0,673 μg/g). Κατά συνέπεια τα ιόντα νικελίου που απελευθερώνονται από τους ακίνητους ορθοδοντικούς μηχανισμούς δύναται να απορροφηθούν συστηματικά και να εκφραστούν στις τρίχες.
Amini et al. 2013	Σε 30 ορθοδοντικούς ασθενείς τοποθετήθηκαν ανοξείδωτου χάλυβα αγκύλια (3M Unitek), δακτύλιοι (Am. Orthod.) και σύρματα NiTi (G&H, USA). Η απελευθέρωση ιόντων μελετήθηκε με τη χρήση GFAAS σε δείγματα σιέλου.	Δείγματα σιέλου πάρθηκαν πριν την τοποθέτηση (T ₁), 3 μήνες μετά (T ₂), 15-30 λεπτά μετά από ψυχολογικό	Στατιστικώς σημαντική αύξηση της συγκέντρωσης ιόντων νικελίου (T ₁ -T ₄ /11,9-14,1 μg/L) παρατηρήθηκε μετά την έκθεση σε στρες ενώ κάτι τέτοιο δεν παρατηρήθηκε στα ιόντα Cr (T ₁ -T ₄ /4-5,1 μg/L).

		στρές ($T_{3,4}$)	
Ousehal & Lazrak 2012	Ανοξείδωτου χάλυβα ακίνητοι ορθοδοντικοί μηχανισμοί τοποθετήθηκαν σε 16 ασθενείς. Δείγματα σιέλου μελετήθηκαν ως προς την απελευθέρωση ιόντων νικελίου με τη χρήση MS (mass spectrometry).	Δείγματα σιέλου πάρθηκαν πριν την τοποθέτηση, αμέσως μετά και έπειτα από 8 εβδομάδες.	Στατιστικώς σημαντική αύξηση του νικελίου παρατηρήθηκε αμέσως μετά την τοποθέτηση σύρματος NiTi ενώ μειώθηκε σημαντικά 8 εβδομάδες μετά.
Amini et al. 2012	Ορθοδοντικά αγκύλια SS (Discovery/Dentaurum), δακτύλιοι SS (3M Unitek) και ορθοδοντικά σύρματα NiTi, SS (Remanium/Dentaurum) τοποθετήθηκαν σε 28 ασθενείς για διάρκεια 16 ± 2 μηνών προκειμένου να πραγματοποιηθεί ανάλυση για την απελευθέρωση ιόντων Ni, Cr. Ως ομάδα μαρτύρων χρησιμοποιήθηκαν τα αδέρφια των ασθενών.	Δείγματα σιέλου πάρθηκαν και στις δύο ομάδες και πραγματοποιήθηκε ανάλυση με τη χρήση AAS.	Στατιστικώς σημαντική διαφορά διαπιστώθηκε για το ιόν του νικελίου. Ασθενείς/Μάρτυρες (ng/ml) Cr= 2,6/2,2 Ni= 18,5/11,9
Mikulewicz et al. 2011	Δείγματα τριχών πάρθηκαν από 28 ορθοδοντικούς ασθενείς (20 ± 2 ετών), οι οποίοι είχαν υποβληθεί σε ορθοδοντική θεραπεία (1,5-2 έτη) με ανοξείδωτο χάλυβα ορθοδοντικά αγκύλια. Η ανάλυση των ιόντων έγινε με τη χρήση ICP-OES.	Δείγματα τριχών 28 ορθ/κών ασθενών και 18 μαρτύρων που δεν είχαν υποβληθεί σε θεραπεία.	Μη στατιστικώς σημαντική η διαφορά στην περιεκτικότητα σε ιόντα μεταξύ των δύο ομάδων. Η μεγαλύτερη διαφορά παρατηρήθηκε στα ιόντα Ni και Mn. Μάρτυρες/ασθενείς (μg/g) Cr= 0,12/0,13, Mn= 0,48/0,57 Fe= 11,74/12,22, Ni= 0,36/0,50
Fernandez-Minano et al. 2011	Σε 15 ασθενείς τοποθετήθηκαν 20 αγκύλια και 4 σωληνίσκοι ανά ασθενή, τα οποία ήταν από 3 είδη κραμάτων: ανοξείδωτο χάλυβα (Ultraminitrim brackets and ortho tubes/Dentaurum), τιτάνιο (Orthos brackets and tubes/Ormco) και ελεύθερο Ni (Minisprint brackets and tubes/Forestadent). Η συγκέντρωση ιόντων στον παρεϊακό βλεννογόνο μετρήθηκε με ICP-MS.	Δείγματα παρεϊακού βλεννογόνου πάρθηκαν πριν και μετά από 30 ημέρες από την τοποθέτηση των μηχανισμών.	Στα ανοξείδωτου χάλυβα αγκύλια απομονώθηκαν ιόντα Ti (3,04 μg/l) και Mn (1,08 μg/l), στα τιτανίου μικρές ποσότητες Mn (0,90 μg/l) και στα ελεύθερα νικελίου Cr (0,34 μg/l) και Fe (5,36 μg/l). Τα αγκύλια τιτανίου παρουσιάζουν την καλύτερη βιοσυμβατότητα.
Hafez et al. 2011	40 ασθενείς υποβλήθηκαν σε ορθοδοντική θεραπεία με αγκύλια τιτανίου (Equilibrium, Dentaurum) και SS (American Orthodontics), ορθοδοντικούς δακτυλίους SS (3M, Unitek) και ορθοδοντικά σύρματα Sentalloy, SS (GAC). Δείγματα στοματικού βλεννογόνου από την περιοχή της παρεϊάς πάρθηκαν πριν τη θεραπεία T_0 , 3 μήνες T_1 6 μήνες T_2 μετά την τοποθέτηση των μηχανισμών.	Κύτταρα παρεϊακού βλεννογόνου καλλιεργήθηκαν σύμφωνα με Nia et al. 2000, η κυτταρική συγκέντρωση σε Cr, Ni μετρήθηκε με	Η συγκέντρωση των ιόντων σε κυτταρικό επίπεδο αυξήθηκε από 0,52 σε 0,68 και 0,78 ng/ml για το Ni και από 0,31 σε 0,41 και 0,78 ng/ml για τα ιόντα Cr στους 3 και 6 μήνες αντίστοιχα.

	Μελετήθηκε η κυτταροτοξικότητα και η τοξικότητα στο γενετικό υλικό καθώς και η συγκέντρωση ιόντων.	AAS.	
Natarayan et al. 2011	20 ασθενείς υποβλήθηκαν σε ορθοδοντική θεραπεία με αγκύλια SS , ορθοδοντικούς δακτυλίους SS (Ormco) και ορθοδοντικά σύρματα NiTi, SS (3M, Unitek). Δείγματα στοματικού βλεννογόνου από την περιοχή της παρειάς πάρθηκαν κατά την αποκόλληση των ορθοδοντικών T ₀ και 30 ημέρες μετά T ₂	Η κυτταρική συγκέντρωση σε Cr, Ni μετρήθηκε με ICP-MS.	Η ποσότητα νικελίου κα χρωμίου δεν ήταν στατιστικά σημαντικά διαφορετική σε σχέση με την ομάδα των μαρτύρων.
Petoumeno u et al. 2009	18 ασθενείς θεραπεύτηκαν με ορθοδοντικά αγκύλια SS (18-20) (Ormco) και 2 σύρματα NiTi (Euro NiTi, 0,016", Kisdorf, Germany), 4 δακτυλίους πρώτων γομφίων (Ormco). 6 δείγματα σιέλου πάρθηκαν για την ανίχνευση ιόντων Ni: 1. Πριν, 2. Αμέσως μετά την τοποθέτηση των αγκυλίων/δακτυλίων, 3. 2 εβδομάδες μετά 4. Μετά την τοποθέτηση συρμάτων, 5. 4-εβδομάδες μετά, 6. 8 εβδομάδες.	Unstimulated saliva, ICP-MS	Τα δείγματα αμέσως μετά την τοποθέτηση των αγκυλίων και των μηχανισμών παρουσίασαν στατιστικώς σημαντική αύξηση της συγκέντρωσης ιόντων Ni αν και μικρή. 1.=34μg, 2.=78μg, 3.=34μg, 4.=56μg 5.=28 μg 6.=30 μg
Souza & Menezes, 2008	Σε 30 ασθενείς 10 σε κάθε ομάδα τοποθετήθηκαν ενδοστοματικά 3 είδη αγκυλίων (A. Dynalock, 3M Unitek B. LG Edgewise, Am. Orthod. C. Discovery, Dentarum). Δείγματα σιέλου πάρθηκαν T1= πριν, T2= 10 λεπτά, T3= 24 ώρες, T4= 7 ημέρες, T5= 30 ημέρες, T6= 60 ημέρες και πραγματοποιήθηκε ανάλυση για την απελευθέρωση ιόντων Ni, Cr και Fe.	2 μήνες ενδοστοματικής παθητικής έκθεσης ενσωματωμένα σε ακρυλική πλάκα, AAS.	Τα ιόντα Ni και Cr αυξήθηκαν μετά την τοποθέτηση των μηχανισμών στο στοματικό περιβάλλον T2 (16 μg/l Ni και 1,72 μg/l Cr) και μειώθηκαν σταδιακά ανεξάρτητα από τα χρησιμοποιούμενα αγκύλια (T6, 1,69 μg/l και 0,52 μg/l για Ni και Cr αντίστοιχα). Τα ιόντα του Fe δεν παρουσίασαν σημαντικές μεταβολές.
Petoumeno et al. 2008	4 τύποι ορθοδοντικών συρμάτων NiTi (Forestadent Titanol/Forestadent martensitic/Ormco CuNiTi/Ortho Organizers NiTi) διαστάσεων 0,36 mm, 0,40 mm, 0,40x0,40 mm, 0,40x0,56 mm μελετήθηκαν για την ενδοστοματική απελευθέρωση ιόντων νικελίου (ICP-MS) και την αλλαγή στη μορφολογία (SEM). Τα αγκύλια που χρησιμοποιήθηκαν ήταν SS 0,018" (Ormco) και ο αριθμός τους ήταν 16 ή 18.	Δείγματα σιέλου πάρθηκαν T ₁ =πριν, T ₂ =μετά τα αγκύλια, T ₃ =2 εβδομάδες μετά, T ₄ =μετά το πρώτο σύρμα, T ₅ =4 εβδομάδες μετά, T ₆ =8 εβδομάδες μετά.	Η απελευθέρωση ιόντων νικελίου αυξήθηκε αμέσως μετά τη συγκόλληση των αγκυλίων αλλά και αμέσως μετά την τοποθέτηση των συρμάτων σ μικρότερο όμως βαθμό. T ₁ = 34 μg/l, T ₂ = 78 μg/l T ₃ = 34 μg/l T ₄ = 56 μg/l T ₅ = 28 μg/l T ₆ = 30 μg/l Έπειτα ακολούθησε πτώση με την πάροδο του χρόνου. Η ανάλυση επιφανείας δεν εντόπισε διαβρωτικές διαφορές μεταξύ των προϊόντων (μικρές εντοπισμένες).
Singh et al. 2008	10 ασθενείς σε θεραπεία με ακίνητους ορθοδοντικούς μηχανισμούς μελετήθηκαν ως προς την απελευθέρωση ιόντων	Δείγματα σιέλου κατόπιν ερεθίσματος	Η θεραπεία με ακίνητους ορθοδοντικούς μηχανισμούς αυξάνει τη συγκέντρωση ιόντων στο σάλιο. Η

	νικελίου και χρωμίου σε δείγματα σιέλου με τη χρήση ASS.	πάρθηκαν πριν την τοποθέτηση, 1 και 3 εβδομάδα μετά.	απελευθέρωση ιόντων Ni και Cr ήταν μεγαλύτερη την πρώτη εβδομάδα μετά την τοποθέτηση των μηχανισμών και είχε την τάση να φθίνει 3 εβδομάδες αργότερα.
Eliades et al. 2004	45 ορθοδοντικά σύρματα 0,016X0,022" (25 NiTi και 20 SS, German orthodontics, San Jose, Calif) αφαιρέθηκαν από ασθενείς με αγκύλια SS (Forestadent) και συγκρίθηκαν με μη χρησιμοποιημένα όσον αφορά τη στοιχειακή τους ανάλυση για απελευθέρωση ιόντων Ni.	Μέσος όρος ενδοστοματικής έκθεσης 4 μήνες, SEM/EDEPM.	Δεν παρατηρήθηκαν αλλαγές στους λόγους Ni και στα δύο είδη των συρμάτων. Ωστόσο δεν μπορεί να αποκλειστεί η απελευθέρωση ιόντων με διαδικασίες όπως η φθορά και η αποφλοίωση (delamination).
Agaoglu et al. 2001	Συνδυασμός 4 δακτυλίων και 20 αγκυλίων SS (3M Unitek) με ανοξειδωτου χάλυβα σύρματα (3M Unitek) και NiTi (Ormco) σε ασθενείς. Συλλογή σιέλου και αίματος (ορός) προκειμένου να πραγματοποιηθεί ανίχνευση ιόντων Ni και Cr με τη βοήθεια atomic absorption spectrophotometer. Τα δείγματα πάρθηκαν πριν την τοποθέτηση των μηχανισμών και μετά σε χρονικά διαστήματα (1 εβδομάδα, 1 μήνας, 1 χρόνος και 2 χρόνια).	100 ασθενείς, non-stimulated saliva και αίμα.	Τα αποτελέσματα δείχνουν την απελευθέρωση ιόντων Ni και Cr μη τοξικής συγκέντρωσης σε διαφορετικές χρονικές περιόδους. Στο σάλιο παρουσίασαν αύξηση τον πρώτο μήνα (Cr= 1.53 ppb, Ni= 11,53 ppb) και μειώνονταν εν συνεχεία ενώ στο ορό το κατά το δεύτερο χρόνο (Cr= 10,98 ppb, Ni= 10,27 ppb).
Kocadereli et al. 2000	Ορθοδοντικά αγκύλια (Ultratrim/Dentatum) σε συνδυασμό με σύρματα 0,016 NiTi (Rematitan/Dentatum) μελετήθηκαν ως προς την απελευθέρωση ιόντων νικελίου και χρωμίου με τη χρήση AAS σε δείγματα σιέλου.	45 ασθενείς (15 μάρτυρες), δείγματα σιέλου πριν, 1 εβδομάδα, 1, 2 μήνες μετά	Παρατηρήθηκε μεγάλη διακύμανση των τιμών συγκέντρωσης των ιόντων νικελίου και χρωμίου. Μη στατιστικώς σημαντική διαφορά μεταξύ των μαρτύρων και των ασθενών όπου τοποθετήθηκαν οι ακίνητοι ορθοδοντικοί μηχανισμοί.
Keruoso et al. 1997	Η απελευθέρωση ιόντων νικελίου και χρωμίου μελετήθηκε σε συνδυασμούς ακίνητων ορθοδοντικών μηχανισμών με τη χρήση ICP. Τα δείγματα σιέλου πάρθηκαν πριν την τοποθέτηση, 1-2 μέρες, 1 εβδομάδα και 1 μήνα μετά.	47 ασθενείς, λήψη δειγμάτων σιέλου	Μη στατιστικώς σημαντικές αλλαγές στις συγκεντρώσεις των ιόντων Ni/Cr παρατηρήθηκαν αμέσως μετά την τοποθέτηση και ένα μήνα μετέπειτα.
Bishara et al. 1993	Η απελευθέρωση ιόντων νικελίου μετρήθηκε σε δείγματα αίματος με τη χρήση AAS. Τα δείγματα πάρθηκαν πριν την τοποθέτηση ακίνητων ορθοδοντικών μηχανισμών, 2,4,5 μήνες μετά.	31 ασθενείς δείγματα αίματος	Οι ασθενείς δεν παρουσίασαν στατιστικώς σημαντική αύξηση των ιόντων νικελίου τους 5 πρώτους μήνες τοποθέτησης των ακίνητων ορθοδοντικών μηχανισμών.

Πίνακας 6. In vitro μελέτες γαλβανικής διάβρωσης σε συνδυασμούς μεταλλικών ορθοδοντικών αγκυλίων και συρμάτων σε συγκεκριμένο ηλεκτρολυτικό διαβρωτικό περιβάλλον. SEM=Scanning electron microscope, AFM=Atomic force microscopy, AAS=Atomic absorption spectroscopy, AES=Auger electron spectroscopy, GF-AAS=(Graphite furnace AAS), EDX or EDS=Energy dispersive x-ray spectroscopy, XPS=X-ray photoelectron spectroscopy, ICP-MS=Inductively coupled plasma mass spectroscopy.

Άρθρα	Γαλβανικά ζευγάρια –Μέθοδος	Ηλεκτρολύτης -Συνθήκες	Αποτελέσματα
Tahmasbi et al. 2017	Ανοξειδωτου χάλυβα ορθοδοντικά αγκύλια από 4 εταιρείες (Dentatum, American Orthod., Shinye, ORJ) συνδυάστηκαν με ανοξειδωτου χάλυβα και NiTi σύρματα στρογγυλής διατομής 0,016 (American Orth.). Η διαφορά δυναμικού κάθε συνδυασμού μετρήθηκε με βολτόμετρο σε σχέση με ηλεκτρόδιο καλομέλανα. Ο ρυθμός διάβρωσης μελετήθηκε με μέτρηση μείωσης βάρους. Η απελευθέρωση ιόντων προσδιορίστηκε με atomic absorption spectrometer.	Τεχνητό σάλιο (Fusayama-Meyer), pH=6.9, 28 ημέρες, 37±1°C. Ηλεκτρόδιο αναφοράς Ag/AgCl (saturated with KCl)	Τα ορθοδοντικά αγκύλια Shinye σε συνδυασμό με ανοξειδωτου χάλυβα σύρματα παρουσίασαν τη μεγαλύτερη τάση για γαλβανική διάβρωση. Οι διαφορές του ρυθμού διάβρωσης ήταν μη στατιστικώς σημαντικές ενώ η απελευθέρωση ιόντων ήταν σημαντική μόνο για τα αγκύλια Shinye.
Sheikh et al. 2015	Ανοξειδωτου χάλυβα ορθοδοντικά αγκύλια από 4 εταιρείες (Dentatum, American Orthod., Shinye, ORJ) συνδυάστηκαν με ανοξειδωτου χάλυβα και NiTi σύρματα στρογγυλής διατομής 0,016 (American Orth.). Η αντοχή στη διάβρωση μελετήθηκε με μέτρηση μείωσης βάρους και SEM/EDX.	Τεχνητό σάλιο (Fusayama-Meyer), pH=4.5, 28 ημέρες, 37±1°C	Ο μέσος διαβρωτικός ρυθμός μετά από τις μετρήσεις απώλειας βάρους δεν υπήρξε στατιστικά σημαντικός μεταξύ των 8 συνδυασμών. Ωστόσο, η SEM/EDX ανάλυση έδειξε μεγαλύτερη τάση για διάβρωση στο συνδυασμό ORJ αγκυλίου με ανοξειδωτου χάλυβα σύρμα και ακολούθησε ο αντίστοιχος των Shinye αγκυλίων.
Tahmasbi et al. 2015	Ανοξειδωτου χάλυβα ορθοδοντικά αγκύλια από 4 εταιρείες (Dentatum, American Orthod., Shinye, ORJ) συνδυάστηκαν με ανοξειδωτου χάλυβα και NiTi σύρματα στρογγυλής διατομής 0,016 (American Orth.). Η διαφορά δυναμικού κάθε συνδυασμού μετρήθηκε με βολτόμετρο σε	Ηλ/της Oral B στοματικό δ/μα 0.05% NaF, pH=5.6, 28 ημέρες, 37±1°C. Ηλεκτρόδιο αναφοράς Ag/AgCl (saturated with KCl)	Η ρυθμός διάβρωσης ήταν μεγαλύτερος στο συνδυασμό αγκυλίων με NiTi σύρματα σε σχέση με τα SS. LM και SEM έδειξαν μεγαλύτερη διάβρωση για τα αγκύλια ORJ. Η απελευθέρωση ιόντων Cu ήταν μεγαλύτερη στους συνδυασμούς με NiTi σύρματα. Η συγκέντρωση Cu στους ηλεκτρολύτες για τα αγκύλια ORJ ήταν μεγάλη ανεξάρτητα από τον τύπο σύρματος. Μεγάλη απελευθέρωση ιόντων Ni σχετίζεται με τους

	σχέση με ηλεκτρόδιο καλομέλανα. Η αντοχή στη διάβρωση μελετήθηκε με μέτρηση μείωσης βάρους. Η απελευθέρωση ιόντων προσδιορίστηκε με atomic absorption spectrometer.		συνδυασμούς των αγκυλίων Shinye. Η απελευθέρωση ιόντων Fe ήταν μεγαλύτερη στο συνδυασμό Bracket Dentarum-NiTi σε σχέση με SS.
Nayak et al. 2015	Ανοξείδωτου χάλυβα αγκύλια MBT laser-cut (3M, Unitek) και MIM (Leone Comp.) συνδυάστηκαν με σύρματα 0,019" x 0,025" NiTi, β-Ti και SS (3M, Unitek). Το γαλβανικό ρεύμα μετρήθηκε για το κάθε υλικό ξεχωριστά αλλά και σε ζεύξη με τη βοήθεια ποτενσιόμετρου και zero-impedance ammeter αντίστοιχα.	Aerated phosphate buffered saline δ/μα, pH=7.3, 23±1°C, 10 ώρες. Το ηλεκτρόδιο του καλομέλανα χρησιμοποιήθηκε ως αναφορά.	Το μέσο γαλβανικό ρεύμα ήταν μεγαλύτερο στα MIM αγκύλια σε σχέση με τα υπόλοιπα υλικά. Η σειρά από το μεγαλύτερο στο μικρότερο ήταν η εξής: MIM> SS>β-Ti>MBT>NiTi. Ο συνδυασμός MIM-NiTi παρήγαγε το μεγαλύτερο μέσο γαλβανικό ρεύμα ενώ το μικρότερο η ζεύξη MBT-βTi. Ο τύπος του αγκίστρου φαίνεται να επηρεάζει περισσότερο το ρεύμα και όχι το είδος του σύρματος.
Varna et al. 2013	MIM (SIA Orthod.) και κλασσικά (Am. Orthod.) ανοξείδωτου χάλυβα αγκύλια συνδυάστηκαν με 0.016" NiTi (G&H) και CuNiTi (Ormco) ορθοδοντικά σύρματα. Το δυναμικό των ζευγών υπολογίστηκε και πραγματοποιήθηκε SEM/EDS ανάλυση.	Δ/μα Γαλακτικού οξέος 1M	Ο συνδυασμός MIM-CuNiTi έδειξε μικρότερη γαλβανική διάβρωση σε σχέση με το συνδυασμό Conv. Brackets-CuNiTi. Ο συνδυασμός NiTi και με τα δύο αγκύλια παρουσίασε παρόμοια αποτελέσματα λιγότερο επιθυμητά όσον αφορά τη διάβρωση. Η ανάλυση SEM/EDS έδειξε την απελευθέρωση λιγότερων μεταλλικών ιόντων στην περίπτωση ζεύξης MIM-CuNiTi.
Bakhtari et al. 2011	Ανοξείδωτου χάλυβα αγκύλια Au-Brazed (Orthos Ormco) και MIM (Equilibrium 2, Dentarum) καθώς και MIM τιτανίου (Equilibrium Ti) συνδυάστηκαν με σύρματα 0,016" NiTi (Ormco) β-Ti (TMA Ormco) και SS (True Arch, Ormco). Το γαλβανικό ρεύμα μετρήθηκε για το κάθε υλικό ξεχωριστά αλλά και σε ζεύξη με τη βοήθεια ποτενσιόμετρου και zero-impedance ammeter αντίστοιχα.	Aerated phosphate buffered saline δ/μα, pH=7.3, 23±1°C, 10 ώρες. Το ηλεκτρόδιο του καλομέλανα χρησιμοποιήθηκε ως αναφορά.	Κατά τη μονήρη εξέταση τα αγκύλια SS (Orthos, equilibrium 2) παρήγαγαν το μεγαλύτερο γαλβανικό ρεύμα ενώ τα άλλα υλικά παρόμοιο και μικρότερο. Το γαλβανικό ρεύμα στα αγκύλια 2 τμημάτων (Orthos, brazed together) ήταν μεγαλύτερο σε όλους τους συνδυασμούς συρμάτων σε σχέση με τα MIM αγκύλια ανεξαρτήτως σύστασης. Τα ζεύγη συρμάτων-MIMs μεταξύ τους δεν παρουσίασαν σημαντικές διαφορές.
Siargos et al. 2007	Κλασσικά ανοξείδωτου χάλυβα ορθοδοντικά αγκύλια 2 τμημάτων (βάση και πτερύγια συγκολλημένα με Au/ Optimesh Ormco) και	Γαλακτικό οξύ 1M, pH=1.3, 28 ημέρες, 37°C.	Τα MIM και τα κλασσικά αγκύλια δεν παρουσίασαν σημαντικές διαφορές μεταξύ τους όσον αφορά τις μετρήσεις της διαφοράς δυναμικού με τα αντίστοιχα σύρματα. Η μεγαλύτερη διαφορά

	MIM (SS) αγκύλια (metal injection molded, 3M Unitec, Mini twin) τοποθετήθηκαν σε γαλβανική σύζευξη με σύρματα NiTi και CuNiTi (Ormco). Η διαφορά δυναμικού μετρήθηκε 3 φορές για κάθε ζεύγος.		δυναμικού προέκυψε στο ζεύγος MIM-NiTi (512 mV) και η μικρότερη στο MIM-CuNiTi (115 mV). Τα αγκύλια συμπεριφέρθηκαν ως άνοδος (οξειδώθηκαν). Η στοιχειακή ανάλυση (SEM) έδειξε παρόμοια σύνθεση αλλά μικρή ποσοστιαία διαφορά κατά βάρος. Επιπλέον, τα MIM αγκύλια εμφανίζουν πορώδες εσωτερικό σε αντιδιαστολή με τα κλασσικά.																																																								
Iijima et al. 2006	Ανοξείδωτου χάλυβα άγκιστρο (SUS 304, Japan) και τιτανίου (Kobelco, Japan) συνδυάστηκαν με 4 είδη ορθοδοντικών συρμάτων NiTi (Ormco), SS (SUS304), β-Ti (TMA, Ormco) και CoCrNi (Elgiloy blue, RMO) σε διαφορετικές αναλογίες επιφάνειας (1:1, 1:2.35, 1:3.64). Το δυναμικό διάβρωσης υπολογίστηκε χωρίς ζεύξη ξεχωριστά για κάθε κράμα και έπειτα μετρήθηκε το γαλβανικό ρεύμα των συνδυασμών με zero-impedance ammeter (Tokyo, 2090)	Για τη μέτρηση του διαβρωτικού δυναμικού χρησιμοποιήθηκε ηλεκτρόδιο αναφοράς Ag/AgCl (KCL), Ηλεκτρολύτης 0,9% NaCl. 37°C. Το γαλβανικό ρεύμα μετρήθηκε για 3 διαδοχικές ημέρες.	Η μελέτη του διαβρωτικού δυναμικού του κάθε κράματος ξεχωριστά έδειξε ότι το NiTi ήταν το λιγότερο ευγενές σε αντίθεση με τα SUS304 και CoCrNi. Οι συνδυασμοί SUS304-NiTi και Ti-NiTi παρουσίασαν σχετικά μεγάλο γαλβανικό ρεύμα ακόμη και μετά από 72 ώρες. Το σύρμα συμπεριφέρθηκε ως άνοδος. Οι διαφορετικές αναλογίες επιφάνειας καθόδου/ανόδου δεν φαίνεται να επηρεάζουν τη γαλβανική συμπεριφορά.																																																								
Schiff et al. 2006	Ορθοδοντικά αγκύλια διαφορετικής σύστασης (Fe-Ni, Ormodent / Co-Mo-Ti, Orthoplus / Ti, Ormodent) συνδυάστηκαν με σύρματα NiTi και CuNiTi. Τα δυναμικά υπολογίστηκαν με computer controlled potentiostat και η αντίσταση στη διάβρωση με την απελευθέρωση ιόντων ICP-MS.	Για τις μετρήσεις δυναμικού και την απελευθέρωση ιόντων χρησιμοποιήθηκαν τρεις ηλεκτρολύτες: Α. Τεχνητό σάλιο (Fusayama-Meyer), Ph=5,3 Β. Στοματικό δ/μα Elmex (100ppm amine fluoride) pH=4,3 Γ. Στοματικό δ/μα Meridol (150 ppm amine fluoride) pH=4,3 37±1°C, 2 μήνες Ηλεκτρόδιο αναφοράς	<table><tr><td>Wire/bracket</td><td colspan="3">Egalv (mV)</td><td colspan="3">Ni (μg/l)</td></tr><tr><td></td><td colspan="3">Saliva/Elmex/Meridol</td><td colspan="3">Saliva/Elmex/Meridol</td></tr><tr><td>NiTi/FeCrNi</td><td>-137</td><td>-213</td><td>-193</td><td>54</td><td>288</td><td>4841</td></tr><tr><td>NiTi/CoCr</td><td>-28</td><td>-213</td><td>-312</td><td>109</td><td>586,3</td><td>10822</td></tr><tr><td>NiTi/Ti</td><td>-27</td><td>-212</td><td>-294</td><td>16,7</td><td>199,1</td><td>2971</td></tr><tr><td>CuNiTi/FeCrNi</td><td>-74</td><td>-147</td><td>-161</td><td>32,6</td><td>232,9</td><td>39</td></tr><tr><td>CuNiTi/CoCr</td><td>-133</td><td>-47</td><td>-67</td><td>34,1</td><td>91,2</td><td>44,1</td></tr><tr><td>CuNiTi/Ti</td><td>-133</td><td>-147</td><td>-161</td><td>19,8</td><td>6</td><td>16,2</td></tr></table> Ο συνδυασμός NiTi-bracket και Meridol σχετίζεται με τη μεγαλύτερη απελευθέρωση ιόντων και τη μικρότερη αντίσταση στη διάβρωση.	Wire/bracket	Egalv (mV)			Ni (μg/l)				Saliva/Elmex/Meridol			Saliva/Elmex/Meridol			NiTi/FeCrNi	-137	-213	-193	54	288	4841	NiTi/CoCr	-28	-213	-312	109	586,3	10822	NiTi/Ti	-27	-212	-294	16,7	199,1	2971	CuNiTi/FeCrNi	-74	-147	-161	32,6	232,9	39	CuNiTi/CoCr	-133	-47	-67	34,1	91,2	44,1	CuNiTi/Ti	-133	-147	-161	19,8	6	16,2
Wire/bracket	Egalv (mV)			Ni (μg/l)																																																							
	Saliva/Elmex/Meridol			Saliva/Elmex/Meridol																																																							
NiTi/FeCrNi	-137	-213	-193	54	288	4841																																																					
NiTi/CoCr	-28	-213	-312	109	586,3	10822																																																					
NiTi/Ti	-27	-212	-294	16,7	199,1	2971																																																					
CuNiTi/FeCrNi	-74	-147	-161	32,6	232,9	39																																																					
CuNiTi/CoCr	-133	-47	-67	34,1	91,2	44,1																																																					
CuNiTi/Ti	-133	-147	-161	19,8	6	16,2																																																					

		Ag/AgCl (saturated with KCl)	
Darabara et al 2006	6 ορθοδοντικά αγκύλια (5 ανοξείδωτου χάλυβα και 1 τιτανίου/Micro Loc, Equilibrium, Optimesh, Gemini, Orthos 2 και Rematitan αντίστοιχα) ήρθαν σε γαλβανική σύζευξη με ορθοδοντικά σύρματα CuNiTi TM . Η διαφορά δυναμικού μετρήθηκε 3 φορές για κάθε ζεύγος και έπειτα πραγματοποιήθηκε ICP-AES για απελευθέρωση ιόντων Cr και Ni. Η τάση για διάβρωση δια βελονισμού (CPP) μετρήθηκε ξεχωριστά για κάθε υλικό με τη βοήθεια στοιχείου Pt/Ag-Cl.	Γαλακτικό οξύ 1M, pH= ?, 28 ημέρες, 37°C	Όλα τα ορθοδοντικά αγκύλια με εξαίρεση τα Gemini καθώς και τα σύρματα δεν είναι επιρρεπή σε διάβρωση δια βελονισμού. Στη μελέτη της γαλβανικής διάβρωσης ο συνδυασμός σύρματος CuNiTi TM με αγκύλια Rematitan (τιτάνιο) και Micro Loc (ανοξείδωτο χάλυβα AISI 316) παρουσίασε τη μικρότερη διαφορά δυναμικού (~ 250 mV). Η μεγαλύτερη διαφορά παρουσιάστηκε μεταξύ CuNiTi TM και Gemini (501 mV). Τα ορθοδοντικά σύρματα συμπεριφέρθηκαν ως κάθοδος (αναγωγή) σε κάθε περίπτωση. Όσον αφορά την απελευθέρωση ιόντων μετρήσιμες ποσότητες Cr και Ni ανιχνεύτηκαν στο υπολειπόμενο δ/μα ηλεκτρολύτη.
Shin et al. 2003	Ανοξείδωτο χάλυβα αγκύλια σε συνδυασμό με 2 τύπους ανοξείδωτο χάλυβανων και NiTi ορθοδοντικών συρμάτων μελετήθηκαν ως προς τη διάβρωση μακροσκοπικά, με SEM/EDX και φασματοσκοπικά.	Τεχνητό σάλιο, 3 μήνες	Τα προϊόντα διάβρωσης αυξήθηκαν με το χρόνο στην περίπτωση των ανοξείδωτο χάλυβανων συρμάτων και τα οξείδια της επιφάνειας εύκολα αποκολλούνταν. Επιπλέον, παρατηρήθηκε αμαύρωση των ανοξείδωτο χάλυβανων συρμάτων καθώς και διάβρωση χαραγής στις επαφές με τα αγκύλια. Στα σύρματα NiTi δεν παρατηρήθηκαν φαινόμενα διάβρωσης.