

Νεότερα συστήματα αισθητικών πολυμερών και ολοκεραμικών αξόνων.

B.A. ΑΛΕΞΟΥΔΗ¹, Α. ΜΠΑΚΟΠΟΥΛΟΥ², Δ. ΓΑΡΕΦΗΣ³

Εργαστήριο Ακίνητης Προσθετικής και Προσθετικής επί Εμφυτευμάτων, Οδοντιατρική Σχολή του Α.Π.Θ.

Newer types of esthetic posts:

Polymeric fiber-reinforced posts and all-ceramic post and core systems.

V.A. ALEXOUDI¹, A. BAKOPOULOU², D. GAREFIS³

Department of Fixed Implant Prosthodontics, Dental School, Aristotle University of Thessaloniki.

Περίληψη

Η ανασύσταση μύλης ενδοδοντικά θεραπευμένων δοντιών με ενδορριζικό άξονα αποτελεί καθημερινή κλινική πρακτική. Μέχρι σήμερα έχουν χρησιμοποιηθεί εκτενώς μεταλλικοί προκατασκευασμένοι άξονες και χυτοί μεταλλικοί με ψευδοκολόβωμα μύλης. Ωστόσο, οι αυξημένες αισθητικές απαιτήσεις οδήγησαν στη χρήση και άλλων υλικών για κατασκευή αξόνων. Τέτοιοι είναι πολυμερείς άξονες με ανθρακονήματα (C-posts), υαλονήματα, ίνες χαλαζία, διασταυρούμενες ίνες πολυαιθυλενίου, καθώς και πολυμερείς άξονες από ίνες πυριτίου/ζιρκονίου εμβυθισμένες σε εποξική ή σε πολυεστερική και μεθακρυλική ρητινώδη μήτρα. Υπάρχουν, επίσης, και προκατασκευασμένοι ολοκεραμικοί άξονες αλουμίνας ή διοξειδίου του ζιρκονίου, σε συνδυασμό με πολυμερή ή χυτεύσιμα υαλοκεραμικά υλικά για την ανασύσταση μύλης.

Σκοπός της παρούσας βιβλιογραφικής ανασκόπησης είναι η διεξοδική ανάλυση των ερευνητικών δεδομένων σχετικά με τις ιδιότητες και την κλινική συμπεριφορά των νεότερων αυτών συστημάτων και η παράθεση των πλεονεκτημάτων και των μειονεκτημάτων τους.

Από την ανασκόπηση της διεθνούς βιβλιογραφίας προκύπτει ότι οι πολυμερείς άξονες παρουσιάζουν ικανοποιητική εμβιομηχανική συμπεριφορά, που οφείλεται στο χαμηλό μέτρο ελαστικότητας τους (9-50 GPa) που πλησιάζει εκείνο της οδοντίνης (14-18 GPa), ώστε να ακολουθούν την κάμψη της ρίζας. Αυτός θεωρείται και ο λόγος για τη μείωση του ποσοστού των επιμηκών καταγμάτων ρίζας. Οι υπόλοιπες μηχανικές τους ιδιότητες θεωρούνται υποδεέστερες των μεταλλικών αξόνων, ενώ πιο βελτιωμένες μηχανικές ιδιότητες έχουν οι ενισχυμένοι με ίνες χαλαζία και ίνες υάλου άξονες. Εντούτοις, κλινικές έρευνες για τη μακροχρόνια κλινική συμπεριφορά των πολυμερών αξόνων είναι ιδιαίτερα περιορισμένες και περιλαμβάνουν στις αποτυχίες προβλήματα συγκράτησης στο ριζοσωλήνα, λόγω αποτυχίας της κόνιας και μειωμένο χρόνο ζωής λόγω υδρόλυσης της ρητινώδους μήτρας.

Από την άλλη μεριά, ολοκεραμικοί άξονες ζιρκονίου συνδυάζονται για δημιουργία ψευδομύλης με σύνθετες ρητίνες ή με χυτεύσιμα υαλοκεραμικά υλικά. Την τελευταία τεχνική συστήνουν οι περισσότεροι συγγραφείς λόγω των χαμηλότερων ποσοστών αποτυχιών σε in vitro έρευνες. Ως πλεονεκτήματα των ολοκεραμικών αξόνων αναφέρονται η άριστη βιοσυμβατότητα και η υψηλή αντοχή τους, ιδιαίτερα στην κάμψη. Χρειάζονται όμως μακροχρόνιες κλινικές μελέτες που να τεκμηριώνουν την κλινική αποτελεσματικότητά τους.

ΛΕΞΕΙΣ ΚΛΕΙΔΙΑ: Ανθρακονήματα, διοξείδιο του ζιρκονίου, ίνες πολυαιθυλενίου, ολοκεραμικοί άξονες, πολυμερείς άξονες, υαλονήματα.

Summary

Endodontically treated teeth are very often restored with metallic posts and cores combined with metal-ceramic crowns, with satisfactory long-term clinical results. However, when metallic posts are combined with all-ceramic crowns, they may lead to esthetic compromise due to the discoloration of the root and the gingiva.

Newer fiber and all-ceramic posts and cores systems have been introduced during the last two decades to fulfill the high esthetic demands in the restoration of teeth in the esthetic zone. These include carbon fiber-, glass fiber-, quartz fiber- or polyethylene fiber-reinforced polymeric posts or alternatively all ceramic alumina or zirconia posts and cores.

Fiber-reinforced polymeric posts have a modulus of elasticity (9-50 GPa) which is quite close to that of dentine (14-18 GPa), which is responsible for their superior biomechanical behavior, resulting to decreased frequency of vertical root fractures. However, their mechanical properties seem to be generally inferior compared to those of metallic and all-ceramic posts. However, more clinical trials are required in order to validate these in vitro results.

All-ceramic posts made of alumina or zirconia, are characterized by their excellent biocompatibility and increased strength. Zirconia posts can be combined with composite resins for direct core built-up cores or with castable ceramic cores using the heat-press technique. The latter is recommended by most authors.

In conclusion, fiber reinforced polymeric posts and all-ceramic posts and cores can be used as an alternative clinical modality to conventional metallic posts and core systems, especially in cases of demanding esthetic restorations. However, more prospective clinical studies are required in order to assess their long-term clinical behavior.

KEY WORDS: all-ceramic posts, C-posts, esthetic posts, fiber posts, glass fiber posts, quartz fiber posts, Ribbond, zirconia posts.

Στάλθηκε στις 6.3.2007. Εγκρίθηκε στις 20.10.2007.

¹ Οδοντίατρος, Μεταπτυχιακή φοιτήτρια

² Οδοντίατρος, Διδάκτωρ Α.Π.Θ.

³ Οδοντίατρος, Προσθετολόγος, μετεκπαιδευθείς στο πανεπιστήμιο Tufts της Βοστώνης.

Received on 6th March, 2007. Accepted on 10th Oct., 2007.

¹ Dentist, Prostgraduate student

² Dentist, DDS, PhD Dr

³ Dentist, Prosthodontist, specialized in Tufts University, Boston USA.

A. Εισαγωγή

Η τοποθέτηση ενδορριζικών αξόνων με σκοπό την αποκατάσταση της μύλης ενδοδοντικά θεραπευμένων δοντιών, αποτελεί καθημερινή κλινική οδοντιατρική πράξη. Οι ευρέως χρησιμοποιούμενοι προκατασκευασμένοι μεταλλικοί άξονες από τιτάνιο ή κράματα τιτανίου, καθώς και οι χυτοί μεταλλικοί με ψευδοκολόβωμα μύλης, έχουν προσφέρει για πολλές δεκαετίες σημαντικές υπηρεσίες στην αποκατάσταση ενδοδοντικά θεραπευμένων δοντιών σε συνδυασμό με μεταλλοκεραμικές στεφάνες. Εντούτοις, η αυξανόμενη τοποθέτηση για αισθητικούς λόγους ολοκεραμικών στεφανών αυξημένης διαφάνειας, οδήγησε στην ανάγκη χρησιμοποίησης αισθητικότερων αξόνων, που να επιτρέπουν τη διάδοση του προσπίπτοντος φωτός, αποφεύγοντας τη «γκριζωπή» χροιά των μεταλλικών αξόνων¹⁻³. Το πρόβλημα γίνεται πιο έντονο, καθώς οι μεταλλικοί άξονες στην αισθητική ζώνη μπορεί να γίνονται ορατοί ή να αντανakλούν μέσα από τη ρίζα, ιδίως, σε λεπτού τύπου περιοδοντικούς ιστούς³⁻⁵. Ως εναλλακτικές αισθητικές λύσεις των μεταλλικών αξόνων, παρουσιάστηκαν στην αγορά και χρησιμοποιούνται νεότερα συστήματα πολυμερών και ολοκεραμικών αξόνων.

Σκοπός της παρούσας βιβλιογραφικής ανασκόπησης είναι η διεξοδική ανάλυση των ερευνητικών δεδομένων σχετικά με τις ιδιότητες και την κλινική συμπεριφορά των νεότερων αυτών συστημάτων και η παράθεση των πλεονεκτημάτων και των μειονεκτημάτων τους.

B. Συστήματα πολυμερών αξόνων:

Στα συστήματα πολυμερών αξόνων συγκαταλέγονται άξονες από ανθρακονήματα (C-posts)⁶⁻¹⁰, υαλονήματα (glass fibers)¹¹, πολυμερείς άξονες ενισχυμένοι με ίνες χαλαζία (quartz fibers)¹², καθώς και άξονες ενισχυμένοι με διασταυρούμενες ίνες πολυαιθυλενίου (σύστημα Ribbond)¹³. Έχουν, επίσης, κυκλοφορήσει και πολυμερείς άξονες από ίνες πυριτίου/ζιρκονίου εμβυθισμένες σε εποξική ρητινώδη μήτρα ή σε πολυεστερική και μεθακρυλική ρητινώδη μήτρα¹⁴. Οι προαναφερθέντες άξονες παρουσιάζονται σε διάφορες παραλλαγές στη σύνθεση και τη μορφή, σε μία προσπάθεια των κατασκευαστών για την κάλυψη των αισθητικών απαιτήσεων και της ανάγκης για μίμηση των εμβιομηχανικών ιδιοτήτων των οδοντικών ιστών¹⁴. Αναλυτικότερα:

1) Άξονες με ανθρακονήματα:

Οι άξονες αυτοί αποτελούνται από ίνες άνθρακα, οι οποίες διατάσσονται παράλληλα ή μία δίπλα στην άλλη σχηματίζοντας δέσμες και βρίσκονται εμβυθισμένες σε μήτρα εποξικής ρητίνης¹⁴. Επιδιώκεται η πλήρης κάλυψη των ινών άνθρακα από το πολυμερές υλικό, δεδομένου ότι είναι ιδιαίτερα επιρρεπείς στην αποτριβή¹⁴. Η διάμετρος των ινών αφού επιμηκυνθούν

με ειδική κατεργασία είναι 8 χιλ., ενώ η συνολική περιεκτικότητα των αξόνων σε ίνες άνθρακα φτάνει το 64%. Οι άξονες αυτοί παρουσιάζουν σημαντική αντοχή στην κόπωση και τον εφελκυσμό, αλλά είναι λιγότερο άκαμπτοι σε σχέση με τους μεταλλικούς και τους κεραμικούς^{15,16}. Το μέτρο ελαστικότητάς τους είναι παρόμοιο με της οδοντίνης (21 GPa για τους C-posts έναντι 14-18 GPa της οδοντίνης)^{6,7}, με συνέπεια να ακολουθούν την κάμψη της ρίζας και να μειώνεται έτσι ο αριθμός των επιμηκών καταγμάτων, σε αντίθεση με τα κράματα που χρησιμοποιούνται στους μεταλλικούς άξονες, όπου το μέτρο ελαστικότητας είναι πολύ υψηλότερο - 20 φορές μεγαλύτερο για τον ανοξειδωτο χάλυβα και 10 φορές μεγαλύτερο για το τιτάνιο¹⁷. Επιπλέον, σε περίπτωση θραύσης, οι πολυμερείς άξονες, παρουσιάζουν ευνοϊκότερη θέση της γραμμής κατάγματος σε σχέση με τους μεταλλικούς, η οποία αφορά κυρίως το μυλικό τριτημόριο της ρίζας, ενώ σύμφωνα με τους Fredriksson και συν.¹⁰ αφαιρούνται σχετικά εύκολα από το ρ.σ. σε περίπτωση αποτυχίας¹⁰.

Οι Dean και συν.¹⁸ σε in vitro έρευνά τους διαπίστωσαν ότι μεταξύ τριών διαφορετικών τύπων αξόνων - κωνικών μεταλλικών, παραλληλόπλευρων μεταλλικών και αξόνων με ανθρακονήματα - παρότι δεν υπήρχε στατιστικά σημαντική διαφορά στο μέγεθος φορτίου που προκάλεσε αποτυχία, ωστόσο στην ομάδα των αξόνων από ανθρακονήματα δεν παρατηρήθηκε κανένα κάταγμα. Αντίθετα, στις άλλες δύο ομάδες των μεταλλικών αξόνων, διαπιστώθηκαν κατάγματα ρίζας στο 50% των περιπτώσεων. Παρόμοια αποτελέσματα είχαν και οι Isidor και συν.¹⁹ σε πείραμα κυκλικής φόρτισης δοντιών με άξονες από ανθρακονήματα, όπου δε διαπιστώθηκε κανένα τέλειο κάταγμα μετά από 260.000 περιοδικούς κύκλους φόρτισης, αν και 4 από τα 14 δοκίμια (δόντια) παρουσίασαν ατελές ρωγμώδες κάταγμα. Οι ίδιοι ερευνητές σε προγενέστερη έρευνα είχαν διαπιστώσει 100% επίπτωση επιμηκών καταγμάτων ρίζας σε δόντια με χυτούς άξονες και ψευδοκολόβωμα μύλης και 81% σε δόντια με προκατασκευασμένους παραλληλόπλευρους μεταλλικούς άξονες (Parapost), σε αντίστοιχες συνθήκες κυκλικής φόρτισης²⁰. Τα παραπάνω αποτελέσματα μπορούν να ερμηνευτούν αφενός μεν λόγω του χαμηλού μέτρου ελαστικότητας των αξόνων από ανθρακονήματα, που προσομοιάζει το αντίστοιχο της οδοντίνης, αφετέρου δε λόγω της παθητικής εφαρμογής τους στο ριζικό σωλήνα¹⁴.

Ως πλεονέκτημα του συστήματος αυτού μπορεί να θεωρηθεί η δυνατότητα χημικής συγκόλλησης του άξονα με την οδοντίνη μέσω της ρητινώδους κονίας, με αποτέλεσμα τη δημιουργία ενός ενιαίου συστήματος δοντιού/άξονα/ρητινώδους κονίας και υλικού ανασύστασης. Αντίθετα, στα μέχρι σήμερα χρησιμοποιούμενα συστήματα μεταλλικών αξόνων συμμετέχουν πολλές ετερογενείς φάσεις (οδοντίνη-κονία-μέταλλο) με τελειώς διαφορετικές μηχανικές ιδιότητες, με αποτέλεσμα οι αναπτυσσόμενες τάσεις να συσσωρεύονται σε

μη ελεγχόμενες περιοχές της ρίζας, που είναι ζωτικής σημασίας για την ακεραιότητα του δοντιού^{10,21}. Η χημική συγκόλληση με τους οδοντικούς ιστούς συνδυαζόμενη με το χαμηλό μέτρο ελαστικότητας, συμβάλλει στο χαμηλότερο ποσοστό επιμηκών καταγμάτων που παρατηρούνται για τους πολυμερείς άξονες στις *in vitro*, αλλά και σε κλινικές μελέτες^{10,18,19}.

Σε ό,τι αφορά την αισθητική τους απόδοση, οι ίνες άνθρακα έχουν το μειονέκτημα ότι προσδίδουν ένα σκούρο (μαύρο) χρώμα στους άξονες αυτούς. Έτσι, για την κάλυψη αισθητικών απαιτήσεων προτείνεται οι ίνες άνθρακα να περιβάλλονται εξωτερικά από ένα ανόργανο περίβλημα, συνήθως από ίνες χαλαζία¹⁴. Το τελικό αποτέλεσμα, ωστόσο, υστερεί εν μέρει αισθητικά λόγω του λευκού αδιαφανούς χρώματος που προκύπτει. Ως μειονέκτημα από άλλους ερευνητές μπορεί να θεωρηθεί και η δύσκολη αφαίρεση του άξονα από το ριζικό σωλήνα, σε περίπτωση αποτυχίας της προσθετικής αποκατάστασης, με ενδεχόμενο πρόκλησης κατάγματος ρίζας²². Επίσης, υπάρχει περιορισμένος αριθμός κλινικών μελετών σχετικά με τη μακροχρόνια κλινική συμπεριφορά των πολυμερών αξόνων. Υπάρχουν, σημαντικές ενδείξεις από *in vitro* έρευνες ότι παρατηρείται μείωση των ελαστικών ιδιοτήτων των πολυμερών αξόνων μετά την επαφή τους με τα υγρά του στοματικού περιβάλλοντος, γεγονός που μπορεί να έχει επίπτωση στη μακροχρόνια κλινική τους συμπεριφορά¹⁷. Οι Tobjorner και συν.⁸ επισημαίνουν τη μείωση των μέτρου ελαστικότητας και της αντοχής στην κάμψη κατά 40% και 30% αντιστοίχως μετά την έκθεση των αξόνων αυτών σε υγρό περιβάλλον. Αυτό συμβαίνει λόγω υδρόλυσης της οργανικής τους μήτρας. Εξάλλου, σε έρευνα των Drummond και συν.²³ εκτιμήθηκε η μεταβολή στις ελαστικές ιδιότητες αξόνων με υαλονήματα και ανθρακονήματα, καθώς και ολοκεραμικών αξόνων, μετά από συνθήκες στατικής και κυκλικής φόρτισης με ή χωρίς θερμική ανακύκλωση. Τα αποτελέσματα έδειξαν σημαντική μείωση της ελαστικότητας για τους πολυμερείς άξονες (11-24%), ενώ οι ολοκεραμικοί δεν επηρεάστηκαν σημαντικά (2%) από τη θερμική ανακύκλωση. Επιπλέον, οι ελαστικές ιδιότητες των πολυμερών αξόνων επηρεάστηκαν σημαντικά μετά από συνθήκες στατικής ή κυκλικής φόρτισης.

Από τα παραπάνω γίνεται φανερό ότι μπορεί να έχουμε μείωση του χρόνου ζωής των παραπάνω υλικών κατά τη διάρκεια της κλινικής τους εφαρμογής. Έτσι, ιδιότητες όπως το όριο θραύσης και το μέτρο ελαστικότητας, επηρεάζονται σημαντικά από τη βιοαποδόμησή των πολυμερών αξόνων στο στοματικό περιβάλλον¹⁷.

Οι κλινικές μελέτες που αφορούν τους άξονες από ανθρακονήματα και γενικότερα τους πολυμερείς άξονες είναι ιδιαίτερα περιορισμένες και με αντικρουόμενα ευρήματα. Οι Fredriksson και συν.¹⁰ σε κλινική μελέτη μέσης χρονικής διάρκειας 32 μηνών δεν παρατήρησαν αποκολλήσεις ή κατάγματα του δοντιού ή του άξονα.

Αντίθετα, σε κλινική μελέτη των King και συν.²⁴ παρατηρήθηκαν υψηλά ποσοστά αποκόλλησης των αξόνων από ανθρακονήματα που είχαν συγκολληθεί με ρητινώδη κονία συγκριτικά με αντίστοιχους μεταλλικούς άξονες προσκολλούμενους με συμβατικές οξυφοσφωρικές κονίες. Οι Hedlund και συν.²⁵ σε αναδρομική κλινική μελέτη μέσης χρονικής διάρκειας 2.1 χρόνων σε άξονες με ανθρακονήματα βρήκαν ποσοστό αποτυχίας 3%, που είναι μικρότερο από αντίστοιχα αναφερόμενο για τους μεταλλικούς άξονες σε παλαιότερες κλινικές έρευνες. Ωστόσο, οι ίδιοι οι συγγραφείς τονίζουν την ανάγκη εκπόνησης και άλλων κλινικών ερευνών, προκειμένου να διεξαχθούν ασφαλή συμπεράσματα για την κλινική τους συμπεριφορά. Σε πιο πρόσφατη κλινική αναδρομική έρευνα των Segerstrom και συν.²⁶ μελετήθηκε η μακροχρόνια συμπεριφορά των αξόνων από ανθρακονήματα για χρονικό διάστημα 7 ετών. Το δείγμα αποτελούνταν από 99 ασθενείς, για τους οποίους μέσω οδοντιατρικών αρχείων ή κλινικής εξέτασης βρέθηκε ποσοστό επιτυχίας για τους άξονες από ανθρακονήματα της τάξης του 65%. Μία αποκατάσταση κρίθηκε επιτυχής όταν το σύστημα άξονα-κολοβώματος ήταν ανέπαφο στη θέση του κατά τη διάρκεια παρατήρησης, ενώ δεν παρουσιάστηκαν κλινικά ή ακτινογραφικά σημεία τεχνικής αποτυχίας των συστημάτων²⁶.

Από τα παραπάνω γίνεται φανερό ότι τα αποτελέσματα των κλινικών ερευνών είναι αντικρουόμενα και επομένως καταδεικνύεται η ανάγκη εκπόνησης μακροχρόνιων πολυκεντρικών κλινικών ερευνών που να τεκμηριώνουν την κλινική αποτελεσματικότητα των πολυμερών αξόνων.

2) Άξονες από υαλονήματα:

Το μαύρο χρώμα των αξόνων από ανθρακονήματα δεν επιτρέπει τη χρήση τους σε συνδυασμό με ολοκεραμικές στεφάνες, χωρίς να επηρεάζεται το επιδιωκόμενο αισθητικό αποτέλεσμα. Έτσι, άρχισαν να χρησιμοποιούνται και άλλοι τύποι ινών, με κυριότερες τις ίνες υάλου σε συνδυασμό με κάποια οργανική πολυμερή μήτρα (κυρίως εποξική ρητίνη) για κατασκευή προκατασκευασμένων αξόνων. Οι φυσικές ιδιότητες και η κλινική συμπεριφορά αυτών των αξόνων είναι παρόμοιες με εκείνες των αξόνων από ανθρακονήματα. Άξονες αποτελούμενοι από ίνες υάλου βυθισμένες σε ρητινώδη μήτρα με διαφοροποιήσεις ως προς τη διάταξη, τον αριθμό, την κατεύθυνση, την επιφανειακή τους κατεργασία και τη διαβροχή τους από τη ρητινώδη μήτρα παρουσιάστηκαν από διάφορες εταιρίες. Επίσης, υπάρχουν και άξονες με υαλονήματα εμβυθισμένα σε σύνθετη ρητίνη με ενισχυτικές ουσίες. Κύριο πλεονέκτημα, σύμφωνα με τους κατασκευαστές, των αξόνων από υαλονήματα με παράλληλα διατεταγμένες ίνες υάλου είναι η ικανότητά τους να επιτρέπουν τη διάδοση του φωτός της λυχνίας φωτοπολυμερισμού κατά μήκος τους και, έτσι, να επάγουν τον αποτελεσματικότερο πολυμερισμό της ρητινώδους κονίας¹⁴.

Οι άξονες από υαλονήματα μπορούν να κατασκευαστούν από διάφορους τύπους γυαλιού (αδιαφανής, διαφανής, ηλεκτρικός/E-glass). Ο τελευταίος τύπος ονομάζεται έτσι επειδή η χημική του σύσταση αποτελεί έναν άριστο ηλεκτρικό μονωτή. Η ύαλος αυτή (E-glass) βασίζεται στο σύστημα $\text{SiO}_2\text{-CaO-B}_2\text{O}_3\text{-Al}_2\text{O}_3$ και κάποια άλλα μεταλλικά οξειδία. Είναι ο πιο συχνά χρησιμοποιούμενος τύπος υάλου και ταυτόχρονα ο πιο οικονομικός προσφέροντας ικανοποιητική αντοχή σε χαμηλό κόστος²⁷. Ο αδιαφανής και ηλεκτρικός τύπος ινών παρουσιάζουν μεγαλύτερη συγκολλητική ικανότητα στα τοιχώματα της οδοντίνης και καλύτερη σύνδεση με την πολυμερή μήτρα μέσω του κατάλληλου συζευκτικού παράγοντα, σε σχέση με τους άξονες που φέρουν διαφανή τύπο ινών²⁸.

Έχουν παρουσιαστεί, επίσης, άξονες με ίνες πυριτίου/ζιρκονίου εμβυθισμένες σε εποξική ή πολυεστερική και μεθακρυλική ρητινώδη μήτρα. Αυτή η ειδική σύνθεση φαίνεται να είναι μεγαλύτερης αντοχής στη δράση όξινων και αλκαλικών παραγόντων, στην υδρόλυση σε υγρό περιβάλλον, ενώ παρουσιάζουν μεγαλύτερη αντίσταση στην κόπωση συγκριτικά με τους άξονες με ίνες υάλου¹⁴.

Ωστόσο, οι μακροχρόνιες κλινικές έρευνες για τη συμπεριφορά των αξόνων από υαλονήματα είναι επίσης περιορισμένες. Έτσι, σε έρευνα των Nauman και συν.²⁸ με περίοδο παρακολούθησης 30(+/-11) μήνες μελετήθηκαν οι παράγοντες κινδύνου αποτυχίας αποκαταστάσεων με άξονες από υαλονήματα. Υψηλότερα ποσοστά αποτυχιών παρατηρήθηκαν σε αποκαταστάσεις προσθίων δοντιών συγκριτικά με τα οπίσθια, σε μεμονωμένα δόντια καλυμένα με στεφάνες συγκριτικά με δόντια στηρίγματα ακίνητων γεφυρών και σε δόντια χωρίς όμορες επαφές με παρακείμενα²⁸. Τα παραπάνω μπορούν να αποδοθούν στη μικρή αντοχή στην κάμψη, κάτω από την επίδραση οριζόντιων δυνάμεων των αξόνων αυτών. Σε κλινική μελέτη των Grandini και συν.²⁹ για τη χρήση αξόνων από υαλονήματα σε συνδυασμό με άμεσες αποκαταστάσεις από ρητίνη, διαπιστώθηκε ότι μετά από παρακολούθηση 6, 12, 24 και 30 μηνών, οι αντίστοιχες αποκαταστάσεις συνέβαλλαν στη διατήρηση της εναπομείνουσας οδοντικής ουσίας, προσφέροντας παράλληλα στον ασθενή ικανοποιητική αισθητική²⁹.

3) Άξονες με ίνες χαλαζία:

Σχετικά πιο βελτιωμένοι από τους άξονες με ανθρακονήματα ως προς τις εμβιομηχανικές και τις αισθητικές τους ιδιότητες είναι οι ενισχυμένοι με ίνες χαλαζία πολυμερείς άξονες (quartz fibers)¹⁴. Οι άξονες αυτοί χρησιμοποιούνται, κατά προτίμηση, σε περιοχές υψηλών αισθητικών απαιτήσεων και μπορούν και να φωτοπολυμεριστούν κατά τη συγκόλλησή τους¹². Σε in vitro έρευνες τα κατάγματα που παρατηρήθηκαν σε δόντια που αποκαταστάθηκαν με άξονες με ίνες χαλαζία και άξονες με ίνες υάλου ήταν μη καταστροφικά, με

αποτέλεσμα να μην απαιτείται εξαγωγή του δοντιού, σε αντίθεση με κατάγματα που παρατηρήθηκαν σε δόντια με άξονες τιτανίου και ολοκεραμικούς άξονες ζιρκονίας, όπου όλα (άξονες τιτανίου) ή τα περισσότερα ήταν καταστροφικά. Αυτό μπορεί να δικαιολογηθεί σύμφωνα με τους συγγραφείς λαμβάνοντας υπόψη το μέτρο ελαστικότητας, που για τους ενισχυμένους με ίνες χαλαζία, αλλά και με ίνες υάλου άξονες είναι παρόμοιο με της οδοντίνης³⁰.

Σε κλινική μελέτη αποκαταστάσεων στις οποίες χρησιμοποιήθηκαν άξονες ενισχυμένοι με ίνες χαλαζία για περίοδο 30 μηνών σε 132 ασθενείς, οι Malferrari και συν.³¹ κατέληξαν στο ότι οι εν λόγω άξονες παρουσίασαν ικανοποιητική κλινική συμπεριφορά. Συγκεκριμένα, δεν παρατηρήθηκε αποκόλληση στεφάνης ή προσθετικής αποκατάστασης, ούτε κατάγματα του άξονα, του κολοβώματος ή της ρίζας του δοντιού³¹. Τα παραπάνω αποτελέσματα είναι αρκετά ενθαρρυντικά αλλά χρήζουν περαιτέρω τεκμηρίωσης με μακροχρόνιες κλινικές μελέτες.

4) Άξονες ενισχυμένοι με διασταυρούμενες ίνες πολυαιθυλενίου (σύστημα Ribbond):

Οι άξονες του συστήματος Ribbond, αποτελούνται από διασταυρούμενες ίνες πολυαιθυλενίου, εμβυθισμένες μέσα σε σύνθετη ρητίνη. Όπως αναλύθηκε και για τις προηγούμενες κατηγορίες πολυμερών αξόνων, έτσι και οι άξονες ενισχυμένοι με διασταυρούμενες ίνες πολυαιθυλενίου, φαίνεται να προκαλούν σημαντικά μικρότερο ποσοστό επιμηκών καταγμάτων ρίζας σε σχέση με τους συμβατικούς μεταλλικούς³². Ωστόσο, θα πρέπει να τονιστεί ότι η τεχνική αυτή με το σύστημα Ribbond απαιτεί δόντια με αρκετή οδοντική ουσία και αρκετό εύρος ριζικού σωλήνα, διότι οι ίνες πολυαιθυλενίου που εμβυθίζονται στη ρητίνη καταλαμβάνουν σχετικά μεγαλύτερο όγκο από τα συμβατικά συστήματα μεταλλικών και πολυμερών αξόνων³².

Γ. Συγκόλληση πολυμερών αξόνων:

Οι ιδιαιτερότητες στη δομή και τη σύνθεση των πολυμερών αξόνων επιβάλλουν το συνδυασμό τους με πολυμερή υλικά, δηλαδή ρητινώδεις κονίες και ρητινώδεις συγκολλητικούς παράγοντες για τη συγκόλληση τους με τους οδοντικούς ιστούς. Ειδικότερα, για τη συγκόλληση των ενδορριζικών αξόνων χρησιμοποιούνται οι αυτοπολυμεριζόμενες και οι διπλού πολυμερισμού ρητινώδεις κονίες, αν και υπάρχουν ημιδιαφανείς άξονες που οι κατασκευαστές τους ισχυρίζονται ότι επιτρέπουν την ασφαλή χρήση φωτοπολυμεριζόμενων ρητινωδών κονιών¹⁴. Οι ρητινώδεις κονίες προσφέρουν μέγιστη δυνατή συγκράτηση και διατίθενται σε μεγάλη ποικιλία χρωματικών αποχρώσεων.

Η συγκολλητική ικανότητα των ρητινωδών κονιών στηρίζεται στη δυνατότητα δημιουργίας χημικού δεσμού τόσο με την οδοντίνη των τοιχωμάτων του ριζικού σωλήνα όσο και με τον άξονα³³. Ωστόσο, συχνά

έχουν διαπιστωθεί προβλήματα συγκράτησης των πολυμερών αξόνων στο ριζικό σωλήνα, λόγω αποτυχίας της ρητινώδους κονιάς. Το πρόβλημα εντοπίζεται στις διεπιφάνειες άξονα-ρητινώδους κονιάς και ρητινώδους κονιάς-οδοντίνης^{15,34} και επηρεάζεται από πολλούς παράγοντες, μεταξύ των οποίων ο τύπος του άξονα, ο τύπος της ρητινώδους κονιάς και ιδιαίτερα η εφαρμοζόμενη κατεργασία τόσο του άξονα όσο και της οδοντίνης πριν από τη συγκόλληση. Προς την κατεύθυνση αυτή έχουν προταθεί και ελεγχθεί διάφορα πρωτόκολλα κατεργασίας, που περιλαμβάνουν την αδροποίηση του άξονα με υδροφθορικό ή οξυφθοσφωρικό οξύ ή με αεροποτριβή με σωματίδια Al_2O_3 , τη σιλιανοποίηση της επιφάνειάς του και αντίστοιχα την αδροποίηση και προετοιμασία της οδοντίνης με τη χρήση κατάλληλου συστήματος συγκολλητικού παράγοντα³⁵⁻⁴⁰. Σε ορισμένες έρευνες υποστηρίζεται ότι η σιλιανοποίηση της επιφάνειάς του άξονα αυξάνει σημαντικά τη δύναμη απόσπασής του από το ριζικό σωλήνα³⁵, ενώ αντίθετα σε άλλες επισημαίνεται ότι ο τύπος του άξονα και της ρητινώδους κονιάς κατέχουν τον κυρίαρχο ρόλο στην αύξηση της συγκράτησης του άξονα σε σχέση με την εφαρμογή ή όχι σιλιανοποίησης^{37,38}. Τέλος, σημαντική αύξηση της συγκράτησης φαίνεται να επιτυγχάνεται και με προηγούμενη αεροποτριβή του άξονα με σωματίδια Al_2O_3 ³⁹.

Δ. Συστήματα ολοκεραμικών αξόνων:

Οι αυξημένες ανάγκες για αισθητική σε συνδυασμό με υψηλή αντοχή κατά την αποκατάσταση στην πρόσθια περιοχή οδήγησαν, επίσης, στην ανάπτυξη διαφόρων συστημάτων ολοκεραμικών αξόνων. Αρχικά, χρησιμοποιήθηκαν κεραμικά υλικά ενισχυμένα με οξείδιο αλουμινίου (Al_2O_3), τα οποία όμως παρουσιάζουν μικρή αντοχή στη θραύση σε μικρές διαμέτρους και χαμηλή επιφανειακή μικροσκληρότητα. Έτσι, η χρήση τους περιορίζεται μόνο σε ευρείς ρ.σ.^{41,42}.

Σήμερα χρησιμοποιούνται κατά κύριο λόγο ολοκεραμικοί άξονες διοξειδίου ζirkονίου ενισχυμένου με τριοξείδιο υτρίου³. Το διοξείδιο του ζirkονίου είναι ένα πολυμορφικό υλικό, που έχει 3 διαφορετικές αλλοτροπικές φάσεις. Η μονοπολική φάση είναι σταθερή έως τους 1170°C, μετά από τους οποίους το υλικό μεταπίπτει στην τετράγωνη φάση, που είναι σταθερή έως τους 2370°C, μετά από τους οποίους μεταπίπτει στην κυβική φάση, που υφίσταται έως τους 2680°C (σημείο τήξεως)⁴³. Οι μηχανικές ιδιότητες του υλικού στηρίζονται ουσιαστικά στη μετατροπή της τετράγωνης σε μονοπολική φάση⁴⁴. Αυτή η μετατροπή μπορεί να προκληθεί και από άσκηση εξωτερικής φόρτισης και συνοδεύεται με αναλογικά μεγάλη αύξηση του όγκου (3-5%) του υλικού, με αποτέλεσμα την ανάπτυξη εσωτερικών τάσεων που αντιτίθενται στην επέκταση των ρωγμών. Έτσι, αυξάνεται η αντίσταση του υλικού στη θραύση. Εξαιτίας αυτής τους της ιδιότητας, τα πολυκρυσταλλι-

κά κεραμικά διοξειδίου του ζirkονίου τετράγωνης φάσης με προσθήκη τριοξειδίου του υτρίου, απαιτούν μεγαλύτερη απορρόφηση ενέργειας προκειμένου να οδηγηθούν σε θραύση (toughness) συγκριτικά με τα συμβατικά ψαθυρά κεραμικά, γεγονός που συμβάλλει στην υψηλή αντοχή τους⁴⁵. Επιπροσθέτως, η κατεργασία της επιφάνειας των εν λόγω κεραμικών (τρόχισμα, αεροποτριβή) οδηγεί σε μετατροπή φάσεων της επιφάνειας του υλικού, με αποτέλεσμα να δημιουργούνται υπολειπόμενες συμπίεστικές τάσεις, που αυξάνουν σημαντικά την αντοχή στην κάμψη των κεραμικών ζirkονίου^{46,47}.

Οι ολοκεραμικοί άξονες ζirkονίου προτάθηκαν αρχικά από το Meyberg και συν.⁴⁸. Από in vitro έρευνες προκύπτει ότι το όριο θραύσης τους υπερβαίνει το αντίστοιχο των υπόλοιπων συστημάτων κεραμικών αξόνων-κολοβωμάτων⁴⁹. Η αντοχή στην κάμψη των κεραμικών αξόνων ζirkονίου είναι διπλάσια και πλέον από αυτή των κεραμικών αξόνων από οξείδιο του αλουμινίου⁵⁰, ενώ παρουσιάζουν εξίσου άριστη βιοσυμβατότητα⁵¹.

Υπάρχει μέχρι σήμερα στη διεθνή βιβλιογραφία σημαντικός αριθμός in vitro ερευνών, που εξετάζουν τον τρόπο και τις μέσες τιμές φορτίου θραύσης των ολοκεραμικών αξόνων, αλλά και των αποκατεστημένων με αυτά τα συστήματα δοντιών. Υπάρχει, ωστόσο, μεγάλη ετερογένεια στις εφαρμοζόμενες πειραματικές συνθήκες, γεγονός που δυσχεραίνει τη διεξαγωγή ασφαλών συμπερασμάτων. Έτσι, για παράδειγμα, τα πειραματικά πρωτόκολλα, άλλοτε περιλαμβάνουν^{12,30} και άλλοτε όχι τη χρήση τεχνητής περιοδοντικής μεμβράνης, που θεωρείται μία πολύ σημαντική παράμετρος για την αναγωγή των αποτελεσμάτων στην κλινική πράξη^{15,18,48,52-59}. Επιπλέον, σε κάποιες έρευνες εξετάστηκε το όριο θραύσης του άξονα-κολοβώματος, χωρίς την τοποθέτηση στεφάνης επικάλυψης^{18,55,58-62}, ενώ σε άλλες το όριο θραύσης των συστημάτων εκτιμήθηκε μετά από τοποθέτηση στεφάνων στα κολοβώματα^{12,15,30,52-57,63-66}. Η ύπαρξη ακέραιης οδοντικής ουσίας (ferrule effect), που θεωρείται καθοριστικός παράγοντας που επηρεάζει το όριο θραύσης της τελικής αποκατάστασης, κυμαίνεται επίσης σημαντικά (1-2 mm)^{15,52,53,55,57,60}, στις διάφορες μελέτες. Περαιτέρω ετερογένεια προκύπτει από το γεγονός ότι υπάρχουν διαφορές στο μήκος και τη διάμετρο των εξεταζόμενων αξόνων, την εταιρεία παραγωγής τους, αλλά και το είδος των υπό αποκατάσταση δοντιών (λ.χ. τομείς, κυνόδοντες, προγόμφιοι, φυσικά ή τεχνητά δόντια). Τέλος, διαφορές υπήρχαν και ως προς τις συνθήκες φόρτισης των δοντιών (στατική ή κυκλική) καθώς και στις υπόλοιπες συνθήκες προσομοίωσης του στοματικού περιβάλλοντος. Τα αποτελέσματα των κυριότερων in vitro μελετών ως προς τον τύπο και τη μέση τιμή του φορτίου θραύσης, φαίνονται συγκεντρωτικά στον Πίνακα I (τροποποίηση του πρωτότυπου πίνακα 3 στο άρθρο των Fokkinga και συν.⁶⁷).

ΠΙΝΑΚΑΣ Ι

Μέση τιμή φορτίου και τύπος αποτυχίας ολοκεραμικών και πολυμερών αξόνων κάτω από συνθήκες στατικής φόρτισης σε 18 κλινικές μελέτες.

ΕΡΕΥΝΑ	Μέγεθος δείγματος/κατηγορία	Σύστημα αξόνων	Μέση τιμή φορτίου θραύσης	S.D.	Ποσοστό (%) ευνοϊκών αποτυχιών (=που δεν οδηγούν σε εξαγωγή του δοντιού)
Έρευνες με τοποθέτηση στεφανών					
Raygot και συν. ⁵³	10	Άξονες από ανθρακονήματα Άξονες χυτοί μεταλλικοί / ψευδοκολόβωμα Άξονες προκατ. μεταλλικοί	307.00N 374.00N 305.00N	33.00 104.00 47.00	70 70 70
Hu και συν. ⁵⁴	10	Άξονες από ανθρακονήματα Άξονες ολοκεραμικοί ζirkονίου Άξονες χυτοί μεταλλικοί /ψευδοκολόβωμα Άξονες προκατ. μεταλλικοί	287.73N 323.82N 362.06N 253.01N	90.81 148.57 150.63 70.71	10 0 0 30
Cormier και συν. ⁵⁵	10	Άξονες από ανθρακονήματα/ίνες χαλαζία Άξονες από ανθρακονήματα Άξονες από υαλονήματα Άξονες ολοκεραμικοί ζirkονίου Άξονες χυτοί μεταλλικοί/ ψευδοκολόβωμα Άξονες προκατ. μεταλλικοί	225.40N 262.80N 180.00N 238.80N 207.30N 284.70N	16.80 22.80 14.80 20.40 13.50 16.40	10 10 30 40 0 20
Martinez-Insua και συν. ¹⁵	22	Άξονες από ανθρακονήματα Άξονες χυτοί μεταλλικοί /ψευδοκολόβωμα	1,016.95N 1,987.81N	520.70 1,230.73	95 9
Akkayan and Gulmez. ³⁰	10	Άξονες από υαλονήματα Άξονες με ίνες χαλαζία Άξονες ολοκεραμικοί ζirkονίου Άξονες προκατ. μεταλλικοί	744.32N 894.37N 773.84N 656.56N	56.49 98.16 77.96 81.00	60 80 30 0
Bolhuis και συν. ⁵⁶	8	Άξονες με ίνες υάλου Άξονες χυτοί μεταλλικοί /ψευδοκολόβωμα	590.00N 835.00N	190.00 121.00	+ +
Sidoli και συν. ⁵²	10	Άξονες από ανθρακονήματα Άξονες χυτοί μεταλλικοί/ ψευδοκολόβωμα Άξονες προκατ. μεταλλικοί	8.89 MN. m ⁻² 15.25 MN. m ⁻² 14.18 MN. m ⁻²	2.40 4.07 3.49	60 0 40
King and Setchell. ⁵⁷	10	Άξονες από ανθρακονήματα Άξονες χυτοί μεταλλικοί /ψευδοκολόβωμα Άξονες προκατ. μεταλλικοί	14.42 MN. m ⁻² 16.24 MN. m ⁻² 13.00 MN. m ⁻²	3.00 2.60 2.53	70 10 10
Mannonci και συν. ¹²	10	Άξονες από ανθρακονήματα/ίνες χαλαζία Άξονες με ίνες χαλαζία Άξονες ολοκεραμικοί ζirkονίου	++ ++ ++	+ + +	+ + +
Gu X-H και συν. ⁶³	10	Άξονες με ίνες/κολόβωμα σ.ρητίνης /ρητ. κονία συγκόλλησης Άξονες τιτανίου/κολόβωμα σ.ρητίνης /ρητ. κονία συγκόλλησης Άξονες τιτανίου/ κολόβωμα σ.ρητίνης /YiK Άξονες χυτοί μεταλλικοί /ψευδοκολόβωμα /ρητ.κονία Άξονες χυτοί μεταλλικοί/YiK	534.70N 499.80N 389.00N 412.50N 337.40N	146.3 168.9 125.2 99.3 121.2	80 40 20 20 -
Yu-Xing και συν. ⁶⁴	12	Άξονες κεραμικοί αλουμίνας με 2mm βάθρο οδοντίνης Άξονες κεραμικοί αλουμίνας χωρίς βάθρο οδοντίνης Άξονες χυτοί μεταλλικοί με 2mm βάθρο οδοντίνης Άξονες χυτοί μεταλλικοί χωρίς βάθρο Άξονες προκατ. με 2mm βάθρο	758.35N 571,91N 756.63N 697.67N 629.22N	119.26 122.63 166.22 148.33 131.72	- - - - -

ΕΡΕΥΝΑ	Μέγεθος δείγματος/κατηγορία	Σύστημα αξόνων	Μέση τιμή φορτίου θραύσης	S.D.	Ποσοστό (%) ευνοϊκών αποτυχιών (=που δεν οδηγούν σε εξαγωγή του δοντιού)
Έρευνες χωρίς υπερκείμενη τοποθέτηση στεφανών					
Dean και συν. ¹⁸	10	Αξονες από ανθρακονήματα Αξονες προκατ. μεταλλικοί Αξονες προκατ. μεταλλικοί	1,053.23N 1,094.42N 1,057.16N	257.91 186.33 171.62	100 50 50
Stockton and Williams ⁵⁸	13	Αξονες από ανθρακονήματα Αξονες από ανθρακονήματα Αξονες προκατ. μεταλλικοί	208.88N 253.01N 232.42N	72.47 62.27 67.67	100 92 100
Cormier και συν. ⁵⁵	10	Αξονες από ανθρακονήματα/ίνες χαλαζία Αξονες από ανθρακονήματα Αξονες από υαλονήματα Αξονες ολοκεραμικοί ζirkονίου Αξονες χυτοί μεταλλικοί/ψευδοκολόβωμα Αξονες προκατ. μεταλλικοί	176.10N 183.30N 108.60N 179.70N 184.80N 204.10N	22.70 10.40 6.30 10.60 11.50 10.60	70 60 100 70 10 40
Maccari και συν. ⁵⁹	10	Αξονες από ανθρακονήματα/ίνες χαλαζία Αξονες από υαλονήματα Αξονες ολοκεραμικοί ζirkονίου	818.86N 840.43N 357.94N	261.84 173.58 162.79	90 100 70
Strub και συν. ⁶⁰	10	Αξονες μεταλλικοί Αξονες ζirkονίου με προκατ. συγκολ. κεραμικό κολόβωμα Αξονες Ρητίνη-κεραμικός με κεραμικό κολόβωμα Αξονες ζirkονίου με κεραμικό κολόβωμα	1270N 1494.50N 1146.70N 463.30N	312.5 333.5 182.6 46.2	- - - -
Toksavul και συν. ⁶¹	10	Αξονες ζirkονίου με κολόβωμα σ. ρητίνης Αξονες ζirkονίου με κεραμικό κολόβωμα Αξονες με υαλονήματα/κολόβωμα σ. ρητίνης Αξονες τιτανίου/κολόβωμα σ. ρητίνης Μάρτυρες	497.50N 474.61N 494.61N 581.34N 420.42N	61.94 96.84 104.67 105.36 127.48	80 90 50 90 80
Heydecke και συν. ⁶²	16	Αξονες τιτανίου/κολόβωμα σ. ρητίνης Αξονες ζirkονίου /κολόβωμα σ. ρητίνης Αξονες ζirkονίου με κολόβωμα με τεχνική Empress Μάρτυρας	450.00N 503.00N 521.00N 408.00N	- - - -	81.25 - 87.50 68.75

Τροποποίηση του πρωτότυπου πίνακα 3 στο άρθρο των Fokkinga και συν.⁶⁷. "A structured Analysis of In Vitro Failure Loads and Failure modes of fiber, metal and ceramic post-and-core systems." *Int J Prosthodont* 2004;17:476-482.

Στα πειράματα χρησιμοποιήθηκαν συνθήκες στατικής φόρτισης με ή χωρίς θερμική ανακύκλωση.

+ Ο τρόπος αποτυχίας δεν περιγράφεται

++ Δεν απέτυχαν όλα τα δοκίμια. Χρησιμοποιήθηκαν συνθήκες κυκλικής φόρτισης. Η αποτυχία εκφράστηκε σε αριθμό κύκλων φόρτισης πριν την θραύση. Οι ερευνητές ανέφεραν σημαντικά μεγαλύτερο ποσοστό επιβίωσης για τους πολυμερείς ενισχυμένους με ίνες άξονες συγκριτικά με τους ολοκεραμικούς που εξετάστηκαν.

Προκατ.: προκατασκευασμένοι

Σ. ρητίνης: σύνθετης ρητίνης

Ρητ. Κονία: ρητινώδης κονία

ΥiK: υαλοϊονομερής κονία

Παρά την ετερογένεια των πειραματικών παραμέτρων συνολικά, διαφαίνεται ότι οι ενισχυμένοι με ίνες πολυμερείς άξονες προκαλούν λιγότερα καταστροφικά κατάγματα από ότι οι μεταλλικοί και οι κεραμικοί⁶⁷. Αυτό μπορεί να ερμηνευτεί από τη μειωμένη μεταφορά φορτίσεων στην οδοντίνη, με την οποία φέρουν παρόμοιο μέτρο ελαστικότητας (οδοντίνη= 14-18GPa, πολυμερείς ενισχυμένοι με ίνες άξονες= 9-50 GPa), σε αντίθεση με τους μεταλλικούς και τους κεραμικούς ζirkονίου, που εμφανίζουν κατά πολύ υψηλότερο μέτρο ελαστικότητας (κεραμικοί άξονες=170-312 GPa, μεταλλικοί= 180-380 GPa). Υπάρχουν, ωστόσο, και κάποιες έρευνες που αναφέρουν περισσότερα καταστροφικά κατάγματα για τους πολυμερείς άξονες, κάτι που δικαιολογείται από το γεγονός ότι εξαιτίας του χαμηλού μέτρου ελαστικότητας έχουν την τάση να λυγίζουν κάτω από την επίδραση των μασητικών φορτίων, με αποτέλεσμα να εφαρμόζεται περισσότερη πίεση στο δόντι^{61,68}.

Εκτός από το μέτρο ελαστικότητας, μελετήθηκε επίσης και το όριο ροής των αξόνων ζirkονίου συγκριτικά με το αντίστοιχο των ενισχυμένων με ίνες πολυμερών αξόνων και των αξόνων τιτανίου⁶⁹. Το όριο ροής των ολοκεραμικών αξόνων ζirkονίου και των αξόνων τιτανίου ήταν σημαντικά αυξημένο σε σχέση με αυτό των αξόνων με υαλονήματα για τα ελεγμένα ISO μεγέθη. Αυτό σημαίνει πρακτικά ότι οι ενισχυμένοι με ίνες άξονες έχουν την τάση να παραμορφώνονται (να «λυγίζουν»), κάτι που στην κλινική πράξη είναι ανεπιθύμητο, δεδομένου ότι μπορεί να οδηγήσει σε καταστροφή της ανασύστασης, αποκόλληση της αποκατάστασης, ή ακόμη και θραύση του δοντιού⁶⁹.

Σημασία έχει, επίσης, και το μέγεθος φορτίου που μπορεί να δεχτεί ένας άξονας, ιδιότητα για την οποία η διάμετρος παίζει καθοριστικό ρόλο. Έτσι, για παράδειγμα, ένας άξονας με ανθρακονήματα διαμέτρου 1,4 mm μπορεί να δεχτεί μέγεθος φορτίου της τάξης των 85N, ενώ ένας άξονας διαμέτρου 2.1 mm. μπορεί να δεχτεί αντίστοιχα φορτίο της τάξης των 200N. Η ικανότητα να δεχτεί μεγαλύτερο μέγεθος φορτίου ένας άξονας μεγαλύτερης διαμέτρου, αυξάνει ουσιαστικά την ακαμψία της όλης αποκατάστασης, κάτι που έχει περισσότερη σημασία και από αυτό καθαυτό το μέτρο ελαστικότητας, που αποτελεί εγγενή ιδιότητα του υλικού. Έτσι, είναι πιθανό για τους πολυμερείς άξονες ενισχυμένους με ίνες να παρουσιαστούν παρόμοιοι τύποι καταγμάτων όπως και για τους περισσότερο άκαμπτους κεραμικούς, εφόσον οι πρώτοι χρησιμοποιούνται σε ευρείες διαμέτρους⁶⁷. Το τελευταίο συνδυάζεται και με μεγαλύτερη εξασθένηση της ρίζας, λόγω της ευρείας παρασκευής του ριζικού σωλήνα.

Από τις *in vitro* έρευνες που αναφέρονται στον πίνακα 1 διαφαίνεται, επίσης, ότι οι ολοκεραμικοί άξονες ζirkονίου είναι ιδιαίτερα ισχυροί συγκρινόμενοι με τους μεταλλικούς και τους πολυμερείς άξονες, έχουν ωστόσο μικρή αντίσταση στην ανάπτυξη και επέκταση

ρωγμών¹⁷, γεγονός που εξηγεί το ότι σπάνε μόλις φτάσουν το όριο θραύσης τους, χωρίς να εμφανίζουν προηγούμενη πλαστική παραμόρφωση⁷⁰. Οι αποτυχίες των ολοκεραμικών αξόνων που παρουσιάζονται από την έρευνα των Fokkinga και συν.⁶⁷ είναι, κυρίως, κατάγματα των αξόνων και όχι των ριζών των δοντιών. Πιθανόν αυτό οφείλεται στη μεγαλύτερη απορρόφηση ενέργειας από τους άξονες ζirkονίου, γεγονός που προστατεύει το εναπομείναν δόντι από θραύση⁶⁷. Η θραύση του ολοκεραμικού άξονα κρίνεται όμως από πολλούς ως βασικό μειονέκτημα, λόγω της εξαιρετικά δύσκολης αφαίρεσής τους από το ριζικό σωλήνα^{17,55}. Έχει υποστηριχθεί, επίσης, ότι τα συστήματα άξονα-κολοβώματος που καλύπτονται με στεφάνη επιδεικνύουν μεγαλύτερη αντοχή στη θραύση, αλλά ωστόσο παρουσιάζουν περισσότερα μη επιδιορθώσιμα κατάγματα⁷¹.

Μια άλλη παράμετρος με ιδιαίτερη κλινική σημασία είναι η αντοχή των ενδορριζικών αξόνων στην κόπωση, λόγω των κυκλικών φορτίσεων που υφίστανται κατά τη μακροχρόνια λειτουργία τους στο στοματικό περιβάλλον⁷². Σε *in vitro* έρευνα των Wiscott και συν.⁷³ μελετήθηκε η αντίσταση στην κόπωση μεταλλικών, κεραμικών και ενισχυμένων με ίνες πολυμερών αξόνων (με ανθρακονήματα, υαλονήματα, ίνες πυριτίου-ζirkονίου και ίνες χαλαζία). Το συμπέρασμα ήταν ότι η αντίσταση στην κόπωση των αξόνων με υαλονήματα και με ίνες χαλαζία ήταν διπλάσια από τις υπόλοιπες ομάδες αξόνων, μεταλλικών και κεραμικών. Η διάμετρος δε φάνηκε να παίζει ρόλο στην αντίσταση των αξόνων στην κόπωση⁷³.

Σε ό,τι αφορά στην ακτινοσκοπικότητα των συστημάτων ενδορριζικών αξόνων διαπιστώθηκε ότι οι ολοκεραμικοί άξονες είχαν υψηλότερο επίπεδο ακτινοσκοπικότητας σε σχέση με πολυμερείς άξονες με ανθρακονήματα και υαλονήματα. Η χαμηλή ακτινοσκοπικότητα που εμφανίζουν οι πολυμερείς άξονες με ίνες είναι αρνητική στην κλινική πράξη, λόγω του ότι είναι δύσκολο να εκτιμηθεί ακτινογραφικά στο ριζικό σωλήνα η κατάσταση του άξονα⁷⁴.

Σχετικά με το αισθητικό αποτέλεσμα, οι ολοκεραμικοί άξονες ζirkονίου φαίνεται να προκαλούν διάχυση του προσπίπτοντος φωτός, ιδιότητα που τους καθιστά ιδανικούς για αισθητικές αποκαταστάσεις⁷⁵. Για αποκαταστάσεις στην αισθητική ζώνη χρειάζεται ένα υλικό που να διαχέει και να διαθλά το φως με τον ίδιο τρόπο όπως το φυσικό δόντι. Σε κλινική μελέτη της διάδοσης του προσπίπτοντος φωτός χυτών αξόνων, ολοκεραμικών αξόνων αλουμίνιας, πολυεστερικών αξόνων με ίνες ζirkονίου και ολοκεραμικών αξόνων ζirkονίου βρέθηκε ότι οι άξονες ζirkονίου με χυτευόμενη ανασύσταση μύλης είχαν καλύτερη διάδοση του προσπίπτοντος φωτός σε σχέση με τους άξονες αλουμίνιας και τους χυτούς μεταλλικούς. Η διάδοση φωτός των πολυεστερικών αξόνων με ίνες ζirkονίου βρέθηκε συγκρίσιμη με αυτή των αξόνων ζirkονίου^{76,77}.

Οι ολοκεραμικοί άξονες ζirkονίου μπορούν να συνδυαστούν με σύνθετες ρητίνες ή με χυτεύσιμα υαλοκεραμικά υλικά (Empress) για την κατασκευή του ψευδοκολοβώματος της μύλης⁷⁸. Ο συνδυασμός ολοκεραμικών αξόνων με χυτεύσιμο υαλοκεραμικό υλικό (IPS Empress) προτείνεται από τους περισσότερους ερευνητές^{60,79}. Σε κλινική έρευνα των Kakehashi και συν.⁷⁹ τα αποτελέσματα μετά από τοποθέτηση 24 αξόνων ζirkονίου με την τεχνική Empress και παρατήρησής τους για περίοδο 15 μηνών, δεν έδειξαν καμία αποτυχία των εν λόγω συστημάτων. Οι συγγραφείς προτείνουν την τεχνική Empress ως μία πολλά υποσχόμενη τεχνική. Εντούτοις, ο χρόνος παρακολούθησης και ο αριθμός των περιπτώσεων που χρησιμοποιήθηκαν σε αυτή την έρευνα κρίνονται ανεπαρκή για τη διεξαγωγή ασφαλών συμπερασμάτων⁷⁹. Αντίθετα, άλλοι ερευνητές, όπως ο Paul και συν.⁸⁰ σε κλινική έρευνα 4 ετών, προτείνουν τη χρήση αξόνων ζirkονίου με άμεση κατασκευή κολοβώματος από σύνθετη ρητίνη, ως μία πολλά υποσχόμενη λύση στην κλινική πράξη⁸⁰. Επιπλέον, σε πρόσφατη κλινική μελέτη των Nothdurft και συν.⁸¹ σε 30 ενδοδοντικά θεραπευμένα δόντια 22 ασθενών τοποθετήθηκαν ολοκεραμικοί άξονες ζirkονίου. Σε 3 περιπτώσεις το κολοβώμα ήταν από σύνθετη ρητίνη, ενώ στις υπόλοιπες χρησιμοποιήθηκαν άξονες ζirkονίου με την τεχνική Empress. Η περίοδος παρατήρησης ήταν 29 μήνες και κανένα σημείο μείωσης συγκράτησης των αξόνων δεν παρατηρήθηκε. Παρά το μικρό διάστημα παρατήρησης οι ερευνητές κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι δεν υπάρχουν σημάδια αποτυχίας των συγκολλούμενων ολοκεραμικών αξόνων ζirkονίου⁸¹.

Ε. Συγκόλληση ολοκεραμικών αξόνων.

Η συγκράτηση των ολοκεραμικών αξόνων στο ριζικό σωλήνα εξαρτάται από παράγοντες όπως το σχήμα του άξονα, το μήκος του, η υφή της επιφάνειάς του⁸², και τα χαρακτηριστικά της χρησιμοποιούμενης κονιάς⁸³. Όσον αφορά την κατεργασία της επιφάνειας των ολοκεραμικών αξόνων πριν αυτοί συγκολληθούν, αυτή μπορεί να γίνει με οξειδίο αλουμινίου και οξέα, καθώς και με επιπρόσθετη σιλανοποίηση προκειμένου να επιτύχουμε καλύτερη προσκόλληση των συγκολλητικών κονιών στην επιφάνεια του άξονα⁸⁴. Ωστόσο κεραμικά, όπως το διοξείδιο του ζirkονίου δεν μπορούν να αδροποιηθούν επιτυχώς^{86,88}. Έτσι, χρησιμοποιούνται άλλοι τρόποι κατεργασίας της επιφάνειας τους, όπως η αμμοβόλληση με οξειδίο αλουμινίου, με τους οποίους επιδιώκεται αύξηση της συγκράτησης των αξόνων στο ριζικό σωλήνα^{87,88}. Αυτό γιατί η κατεργασία του διοξειδίου ζirkονίου με υδροφθορικό οξύ δεν ενδείκνυται. Αντιθέτως, με τη μικροαποτριβή αυξάνεται η συγκράτηση του άξονα, χωρίς να μειώνεται η αντοχή του σε πειράματα θερμικής ανακύκλωσης⁸⁹. Όσον αφορά την κονία προσκόλλησης, προτείνονται οι υαλοϊονομερείς και οι ρητινώδεις. Η συγκρατητική ικα-

νότητα με τη χρήση ρητινωδών κονιών με ή χωρίς αμμοβόλληση της επιφάνειάς του άξονα είναι αυξημένη, συγκριτικά με τις απλές υαλοϊονομερείς κονίες⁸⁷. Ωστόσο, η αφαίρεση των ολοκεραμικών αξόνων από το ριζικό σωλήνα σε περίπτωση αποτυχίας είναι δύσκολη ή αδύνατη με τη χρήση ρητινωδών κονιών και, έτσι, έχει προταθεί από κάποιους ερευνητές η χρήση υαλοϊονομερών κονιών εάν είναι πιθανή η επανάληψη της ενδοδοντικής θεραπείας και η αφαίρεση του άξονα⁹⁰.

ΣΤ. Συμπεράσματα - Συζήτηση

Από την προηγηθείσα ανασκόπηση της διεθνούς βιβλιογραφίας προκύπτει ότι οι κλινικές έρευνες που παρέχουν στοιχεία για τη μακροχρόνια κλινική συμπεριφορά τόσο των πολυμερών όσο και των ολοκεραμικών αξόνων, είναι εξαιρετικά περιορισμένες. Εντούτοις, πολυμερείς και ολοκεραμικοί ενδορριζικοί άξονες μπορούν να χρησιμοποιηθούν ως μια βιώσιμη εναλλακτική λύση των μεταλλικών, ιδιαίτερα σε περιστατικά όπου τόσο το είδος της αποκατάστασης, όσο και οι αισθητικές απαιτήσεις, επιβάλλουν την αποφυγή χρήσης μεταλλικών συγκρατητικών στοιχείων¹⁴. Το κύριο πλεονέκτημα των πολυμερών αξόνων είναι ότι παρουσιάζουν ικανοποιητική εμβιομηχανική συμπεριφορά ως προς την επίπτωση των επιμηκών καταγμάτων ρίζας, λόγω του χαμηλού μέτρου ελαστικότητάς τους, που είναι παρόμοιο με της οδοντίνης^{6,7}. Ως μειονέκτημα θεωρείται το σκούρο χρώμα των πολυμερών αξόνων από ανθρακονήματα, ωστόσο το αισθητικό αποτέλεσμα βελτιώνεται με τη χρήση αξόνων από υαλονήματα, καθώς και ίνες χαλαζία¹⁴. Βασικό μειονέκτημα, επίσης των πολυμερών αξόνων είναι και η μειωμένη αντοχή τους στην κάμψη και το ότι είναι επιρρεπείς σε αποκολλήσεις, γεγονός που τους καθιστά επισφαλείς για μυλική ανασύσταση δοντιών-στηριγμάτων σε εκτεταμένες προσθετικές αποκαταστάσεις ή σε περιπτώσεις έντονων συγκλεισιακών φορτίσεων.

Από την άλλη μεριά οι ολοκεραμικοί ενδορριζικοί άξονες επιδεικνύουν αισθητικά πλεονεκτήματα και άριστη βιοσυμβατότητα, που σε συνδυασμό με τη χυτεύσιμη τεχνική για την κατασκευή της ψευδομύλης αποτελούν τη λύση εκλογής σε συνδυασμό με ολοκεραμικές στεφάνες αυξημένης διαφάνειας. Ως μειονέκτημα των ολοκεραμικών αξόνων θεωρείται η ψαθυρότητα του υλικού, που σε συνδυασμό με το υψηλό μέτρο ελαστικότητας, μπορεί να οδηγήσει σε θραύση του άξονα. Η θραύση του ολοκεραμικού άξονα κρίνεται από πολλούς ως βασικό μειονέκτημα, εξαιτίας της δύσκολης αφαίρεσής του από το ριζικό σωλήνα^{87,55}. Συμπερασματικά, είναι απαραίτητο και πάλι να τονιστεί η ανάγκη εκπόνησης μακροχρόνιων πολυκεντρικών κλινικών ερευνών που να τεκμηριώνουν την αποτελεσματικότητα τόσο των πολυμερών όσο και των ολοκεραμικών συστημάτων αξόνων.

Βιβλιογραφία

1. Κουτάγιας Σ.Ο, Πελεκάνος Σ, Ντάνης Α, Κοκκίνης Γ. Κλινική αξιολόγηση της οπτικής συμπεριφοράς των ολοκεραμικών συστημάτων IPS Empress και In Ceram σε σχέση με χυτούς και ολοκεραμικούς άξονες. Σύγχρονος Οδοντίατρος 1997; 17:65-76.
2. Pissis P. Fabrication of a metal free ceramic restoration utilizing monoblock technique. *Prac Periodont Aesthet Dent* 1996; 7:83-94.
3. Κουτάγιας Σπ, Αντωνιάδου Μ. Σύγχρονες τεχνολογίες κεραμικών υλικών αυξημένης αντοχής στην κατασκευή ολοκεραμικών αξόνων με ψευδοκολόβωμα, Μέρος 1ο. Σύγχρονος Οδοντίατρος 1998; 18(3):121-30.
4. Meyenberg K. Dental Esthetics-a European perspective. *J Esthet Dent* 1994; 6:274-81.
5. Takeda T, Ishigami K, Shimada A, Ohki K. A study of discoloration of the gingival by artificial crowns. *Int J Prosthodont* 1996; 9:197-202.
6. Duret B, Reynand M, Duret F. Un nouveau concept de reconstruction corono-radicaire: Le composipost (1). *Chir Dent Fr.* 1990 Nov22; 60(540):131-41.
7. Duret B, Reynand M, Duret F. Un nouveau concept de reconstruction corono-radicaire: Le composipost (2). *Chir Dent Fr.* 1990 Dec6; 60(542):67-77.
8. Tobjorner A, Karlsson S, Syverud M, Hensten-Petersen A. Carbon fiber reinforced root canal posts. Mechanical and cytotoxic properties. *Eur J Oral Sci* 1996; 104(5-6):605-11.
9. Dietschi D, Romelli M, Goretti A. Adaptation of adhesive posts and cores to dentin after fatigue testing. *Int J Prosthodont* 1997; 10(6):498-507.
10. Fredriksson M, Astback J, Pamenius M, Arvidsson K. A retrospective study of 236 patients with teeth restored by carbon fiber-reinforced epoxy resin posts. *J Prosthet Dent* 1998; 80(2):151-7.
11. Goldberg AJ, Burstone CJ. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. *Dent Mater* 1992; 8:197-202.
12. Mannocci F, Ferrari M, Watson TF. Intermittent loading of teeth restored using quartz fiber, and zirconium dioxide ceramic root canal posts. *J Adhes Dent.* 1999; 1(2): 153-8.
13. Ribbond, Inc. Constructing a Ribbond composite-laminate endo post and core. In: Ribbond bondable reinforcement ribbon: instruction manual Seattle: Ribbond, Inc; 1992-1997. p 29-36.
14. Τζούτζας Ι, Φραγκούλη Μ, Φαρμάκης Τ, Ξηρουχάκη Α. Πολυμερείς άξονες στη σύγχρονη επανορθωτική οδοντιατρική. *Οδοντοστοματολογική Πρόοδος* 2004; 58 (2): 238-249.
15. Martinez-Insua A, DA Silva L, Rilo B, Santana U. Comparison of the fracture resistance of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon fiber post with a composite core. *J Prosthet Dent* 1998; 80:527-32
16. Purton DG, Payne JA. Comparison of carbon fiber and stainless steel root canal posts. *Quintessence Int.* 1996; 27 (2) 93-97.
17. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent* 1999; 27:275-8.
18. Dean JP, Jeansonne BG, Sarkar N. In vitro evaluation of carbon fiber post. *J Endod* 1998; 24:807-10.
19. Isidor F, Odman P, Brondum K. Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. *Int J Prosthodont* 1996; 9:131-6.
20. Isidor F, Brondum K. Intermittent loading of teeth with tapered, individual cast or prefabricated , parallel –sided posts. *Int J Prosthodont* 1992; 5:257-61.
21. Glazer B. Restoration of endodontically treated teeth with carbon fiber posts-A prospective study. *J Can Dent Assoc* 2000; 66:613-18.
22. Mithall CA. Selection of materials for post cementation. *Dent Update* 2000; 27:350-4.
23. Drummond JL, Bapna MS. Static and cyclic loading of fibre reinforced dental resin. *Dent. Mater* 2003; 19 (3): 226-31.
24. King PA, Setchell DJ, Rees S. Clinical evaluation of a carbon fibre reinforced carbon endodontic post. *J Oral Rehabil* 2003; 30(8):785-9.
25. Hedlund SO, Johansson NG, Sjogren G. A retrospective study of prefabricated carbon –fibre root canal posts. *J Oral Rehabil* 2003; 30 (10):1036-40.
26. Segerstrom S, Astback J, Ekstrand KD. A retrospective long term study of teeth restored with prefabricated carbon fiber reinforced epoxy resin posts. *Swed Dent J* 2006; 30(1):1-8.
27. Kalkan M, Usumez A, Ozturk AN, Belli S, Eskitascioglu G. Bond strength between root dentin and three glass-fiber post systems. *J Prosthet Dent.* 2006; 96(1): 41-6.
28. Naumann M, Blankenstein F, Kiessling S, Dietrich T. Risk factors for failure of glass fiber-reinforced composite post restorations: a prospective observational clinical study. *Eur J Oral Sci.* 2005 Dec; 113 (6): 519-24.
29. Grandini S, Goracci C, Tay FR, Grandini R, Ferrari M. Clinical evaluation of the use of fiber posts and direct resin restorations for endodontically treated teeth. *Int J Prosthodont.* 2005 Sep-Oct; 18 (5): 399-404.
30. Akkayan B, Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent* 2002; 87: 431-7.
31. Malferrari S, Monaco C, Scotti R. Clinical evaluation of teeth restored with quartz fiber-reinforced epoxy resin posts. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 39-44.
32. Sirimai S, Riis DN, Morgano SM. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-core systems. *J Prosthet Dent* 1999; 81:262-9.
33. Haller B. Recent development of dentin bonding. *Am J Dent* 2001; 13:44-55.
34. Monticelli F, Grandini S, Goracci C, Ferrari M. Clinical behavior of translucent-fiber posts: a 2-year prospective study. *Int J Prosthodont* 2003; 16:593-596
35. Foxton R, Mannocci F, Melo L. Adhesive Restoration of Endodontically Treated Teeth-Current Research. *Dent Update* 2006; 33:500-6.
36. Monticelli F, Osorio R, Toledano M, Tay FR, Ferrari M. In Vitro hydrolytic degradation of composite quartz fiber-post bonds created by hydrophilic silane couplings. *Oper Dent.* 2006 Nov-Dec; 31 (6): 728-33.
37. Bitter K, Meyer-Luckel H, Priehn K, Martus P, Kielbas-

- sa AM. Bond strengths of resin cements to fiber reinforced composite posts. *Am J Dent.* 2006 Jun; 19(3):138-42.
38. Bitter K, Noetzel J, Neumann K, Keilbassa AM. Effect of silanization of bond strengths of fiber posts to various resin cements. *Quintessence Int.* 2007 Feb; 38 (2): 121-8.
39. Balbosh A, Kern M. Effect of surface treatment on retention of glass-fiber endodontic posts. *J Prosthet Dent* 2006 Mar; 95 (3):218-23.
40. Valandro LF, Yoshiga S, de Melo RM, Galhano GA, Mallmann A, Marinho CP, Bottino MA. Microtensile bond strength between a quartz fiber post and a resin cement: effect of post surface conditioning. *J Adhes Dent.* 2006 Apr; 8 (2):105-11.
41. Kern M, Knode H. Stiftkernaufbauten aus In-Ceram-Direkte and Inderekte Methode. *Quintessenz Zahntech* 1991; 17: 917-25.
42. Kappert HF. Dental Materials: New Ceramic Systems. *Trans Aced Dent. Mater* 1996; 9:180-9.
43. Subbarao EC. Zirconia-an overview. *Adv Ceram* 1981; 3:1-24.
44. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel *Nature* 1975; 258:703-4.
45. Luthardt RG, Holzhter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, et al. Reliability and properties of ground Y-TZP-Zirconia ceramics. *J Dent Res* 2002; 81: 487-91.
46. Gupta TK. Strengthening by surface damage in metastable tetragonal zirconia *J Am Ceram Soc* 1980; 63:117-21.
47. Green DG. A technique for introducing surface compression into zirconia ceramics. *J Am Ceram Soc* 1983; 66:C178-9.
48. Meyenberg KH, Luthy H, Scharer P. Zirconium post. A new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *J Esthet Dent* 1995; 7:73-80.
49. Kwiatkowski S, Geller W. Preliminary consideration of the glass-ceramic dowel post and core. *Int J Prosthodont* 1989; 2:51-5.
50. Dorn HJ. In-Ceram and In-Ceram Spinnel all-ceramic prostheses in combination with metal ceramics and Vita Omega. *Quintessence Dent Technol* 1997; 20:83-106.
51. Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *J Prosthet Dent* 1992; 68:322-6.
52. Sidoli GE, King PA, Setchell DG. An in vitro evaluation of a carbon fiber-based post and core system. *J Prosthet Dent* 1997; 78:5-9.
53. Raygot CG, Chai J, Jameson DL. Fracture resistance and primary failure mode of endodontically treated teeth restored with a carbon fiber-reinforced resin post system in vitro. *Int J Prosthodont* 2001; 14:141-5.
54. Hu Y-H, Pang L-C, Lau Y-H. Fracture resistance of endodontically treated anterior teeth restored with four post and core systems. *Quintessence Int* 2003; 34:349-53.
55. Cormier CJ, Burns DR, Moon P. In vitro comparison of the fracture resistance and failure mode of fiber, ceramic and conventional post systems at various stages of restoration. *J Prosthodont* 2001; 10:26-36.
56. Bolhuis HPB, De Gee AJ, Feilzer AJ, Davidson CL. Fracture strength of different core build-up designs. *Am J Dent* 2001; 14:286-90.
57. King PA, Setcell DJ. An in vitro evaluation of a prototype CFRC prefabricated post developed for the restoration of pulpless teeth. *J Oral Rehabil* 1990; 17:599-609.
58. Stockton LW, Williams PT. Retention and shear bond strength of two post systems. *Oper Dent* 1999; 24:210-6.
59. Maccari PCA, Conceicao EN, Nunes MF. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with three different prefabricated esthetic posts. *J Esthet Restorative Dent* 2003; 15:25-30.
60. Strub JR, Pontius O, Koutayas S. Survival rate and fracture strength of incisors restored with different posts and core systems after exposure in the artificial mouth *J Oral Rehabil* 2001; 28:120-4 .
61. Toksavul S, Toman M, Uyulgan B, Schmage P, Nergiz I. Effect of luting agents and reconstruction techniques on the fracture resistance of pre-fabricated post systems. *J Oral Rehabil* 2005 32; 433-40.
62. Heydecke G, Butz F, Hussein A, Strub JR. Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post -and -core systems. *J Prosthet Dent* 2002; 87:438-45.
63. Gu X-H, Kern M. Fracture resistance of crowned incisors with different post systems and luting agents. *J Oral Rehabil* 2006; 33:918-23.
64. Yu-Xing Z, Wei-Hong Z, Zhi-Yue LU, Ke-li W. Fracture strength of custom-fabricated celay all-ceramic post and core restored endodontically treated teeth. *Chin Med J* 2006;119(21):1815-20.
65. Ottl P, Hahn L, CH-H, Lauer & Fay M. Fracture characteristics of carbon fiber, ceramic and non-palladium endodontic post systems at monotonously increasing loads. *J Oral Rehabil* 2002; 29:175-83.
66. Rosentritt M, Sikora M, Behr M, Handel G. In vitro fracture resistance and marginal adaptation of metallic and tooth colored post systems. *J Oral Rehabil* 2004; 31:675-81.
67. Fokkinga WA, Kreulen M, Vallittu PK, Creugers Nico HJ. A structured analysis of in vitro failure loads and failure modes of fiber, metal, and ceramic post-and-core systems. *Int J Prosthodont* 2004; 17:476-82.
68. Lamberg H, Hansen E, Asmussen E. Mechanical properties of endodontic posts. *J Oral Rehabil.* 1997; 24:882-7.
69. Pfeiffer P, Schulz A, Nergiz I, Schmage P. Yield strength of zirconia and glass-fibre-reinforced posts. *J Oral Rehabil* 2006; 33:70-4.
70. Purton DG, Love RM, Chantler NP. Rigidity and Retention of Ceramic Root Canal Posts. *Operative Dentistry* 2000; 25:223-7.
71. Bateman G, Ricketts DNJ, Sounders WP. Fiber-based post systems: A review. *Br Dent J* 2003; 195:43-8.
72. Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *Int J Prosthodont* 1995; 8:105-16.
73. Wiskott HWA, Meyer M, Perriard J, Scherrer SS. Rotational fatigue resistance of seven post types anchored

- on natural teeth. *Dent Mater* 2007; 23(11):1412-9
74. Soares CZ, Ogata Mitsui FH, Neto FH, Marchi GM, Martins LRM. Radiodensity evaluation of seven root post systems. *Am J Dent* 2005; 18:57-60.
 75. Ahmad I. Yttrium-Partially Stabilized Zirconium Dioxide Posts: An Approach to Restoring Coronally Compromized Nonvital Teeth. *Int J Periodont Rest Dent* 1998; 18: 455-65.
 76. Michalakis K, Hirayama H, Sfolkos J, Sfolkos K. Light transmission of post and cores used for the anterior esthetic region. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2004; 24:462-9.
 77. Carossa S, Lombardo S, Pera P, Corsallini M, Rastello ML, Preti G. Influence of post and cores on light transmission through different all-ceramic crowns: spectrophotometric and clinical evaluation. *Int J Prosthodont* 2001; 14:9-14.
 78. Friedel W, Kern M. Fracture strength of teeth restored with all-ceramic posts and cores. *Quintessence Int* 2006 Apr; 37(4):289-95.
 79. Kakehashi Y, Naef R, Schärer P. A New All-Ceramic Post and Core System: Clinical, Technical and In Vitro Results. *Int J Periodont Rest Dent* 1998; 18:587-93.
 80. Paul S.J, Werder P. Clinical Success of Zirconium Oxide Posts with Resin Composite or Glass-Ceramic Cores in Endodontically Treated Teeth: A 4-Year Retrospective Study. *Int J Prosthodont* 2004; 17:524-8.
 81. Northdurft FP, Pospiech PR. Clinical evaluation of pulpless teeth restored with conventionally cemented zirconia posts-a pilot study. *J Prosthet Dent* 2006 Apr; 95(4):311-4 .
 82. Stanlee JP, Capputo AA, Hanson EC. Retention of endodontic dowels: effect of cement, dowel length, diameter and design. *J Prosthet Dent* 1978;3 9:400-5.
 83. Assif D, Ferber A. Retention of dowels using a composite resin as a cementing medium. *J Prosthet Dent* 1982; 48:292-6.
 84. Wolf DM, Powers JM, O'Keete KL. Bond strength of composite to etched and sandblasted porcelain. *Am J Dent* 1993; 6:155-8.
 85. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: A review of literature. *J Prosthetic Dent* 2003;89:268-274
 86. Kern M, Wegner SM. Long-term resin bond strength to zirconia ceramic. *J Adhes Dent* 2000; 2:139-47.
 87. Gerhardt CR, Bekes K, Schaller H-G. Short-term retentive values of zirconium oxide posts cemented with glass monomer and resin cement: An in vitro study and a case report. *Quintessence Int* 2005; 36:593-601.
 88. Oblak C, Jevnikar P, Kosmac T, Funduk N, Marion L. Fracture resistance and reliability of new zirconia posts. *J Prosthet Dent* 2004; 91:342-8.
 89. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater* 1998; 14:64-71.
 90. Marchan S, Coldero L, Whiting R, Barclay S. In Vitro evaluation of the retention of zirconia-based ceramic posts luted with glass ionomer and resin cements. *Braz Dent J* 2005; 16(3):213-7.

ΠΙΝΑΚΑΣ Ι

Μέση τιμή φορτίου και τύπος αποτυχίας ολοκεραμικών και πολυμερών αξόνων κάτω από συνθήκες στατικής φόρτισης σε 18 κλινικές μελέτες.

ΕΡΕΥΝΑ	Μέγεθος δείγματος/κατηγορία	Σύστημα αξόνων	Μέση τιμή φορτίου θραύσης	S.D.	Ποσοστό (%) ευνοϊκών αποτυχιών (=που δεν οδηγούν σε εξαγωγή του δοντιού)
Έρευνες με τοποθέτηση στεφανών					
Raygot και συν. ⁵³	10	Αξονες από ανθρακονήματα Αξονες χυτοί μεταλλικοί / ψευδοκολόβωμα Αξονες προκατ. μεταλλικοί	307.00N 374.00N 305.00N	33.00 104.00 47.00	70 70 70
Hu και συν. ⁵⁴	10	Αξονες από ανθρακονήματα Αξονες ολοκεραμικοί ζirkονίου Αξονες χυτοί μεταλλικοί /ψευδοκολόβωμα Αξονες προκατ. μεταλλικοί	287.73N 323.82N 362.06N 253.01N	90.81 148.57 150.63 70.71	10 0 0 30
Cormier και συν. ⁵⁵	10	Αξονες από ανθρακονήματα/ίνες χαλαζία Αξονες από ανθρακονήματα Αξονες από υαλονήματα Αξονες ολοκεραμικοί ζirkονίου Αξονες χυτοί μεταλλικοί/ ψευδοκολόβωμα Αξονες προκατ. μεταλλικοί	225.40N 262.80N 180.00N 238.80N 207.30N 284.70N	16.80 22.80 14.80 20.40 13.50 16.40	10 10 30 40 0 20
MartinezInsua και συν. ¹⁵	22	Αξονες από ανθρακονήματα Αξονες χυτοί μεταλλικοί /ψευδοκολόβωμα	1,016.95N 1,987.81N	520.70 1,230.73	95 9
Akkayan and Gulmez. ³⁰	10	Αξονες από υαλονήματα Αξονες με ίνες χαλαζία Αξονες ολοκεραμικοί ζirkονίου Αξονες προκατ. μεταλλικοί	744.32N 894.37N 773.84N 656.56N	56.49 98.16 77.96 81.00	60 80 30 0
Bolhuis και συν. ⁵⁶	8	Αξονες με ίνες υάλου Αξονες χυτοί μεταλλικοί /ψευδοκολόβωμα	590.00N 835.00N	190.00 121.00	+ +
Sidoli και συν. ⁵²	10	Αξονες από ανθρακονήματα Αξονες χυτοί μεταλλικοί/ ψευδοκολόβωμα Αξονες προκατ. μεταλλικοί	8.89 MN. m ⁻² 15.25 MN. m ⁻² 14.18 MN. m ⁻²	2.40 4.07 3.49	60 0 40
King and Setchell. ⁵⁷	10	Αξονες από ανθρακονήματα Αξονες χυτοί μεταλλικοί /ψευδοκολόβωμα Αξονες προκατ. μεταλλικοί	14.42 MN. m ⁻² 16.24 MN. m ⁻² 13.00 MN. m ⁻²	3.00 2.60 2.53	70 10 10
Mannonci και συν. ¹²	10	Αξονες από ανθρακονήματα/ίνες χαλαζία Αξονες με ίνες χαλαζία Αξονες ολοκεραμικοί ζirkονίου	++ ++ ++	+ + +	+ + +
Gu X-H και συν. ⁶³	10	Αξονες με ίνες/κολόβωμα σ.ρητίνης /ρητ. κονία συγκόλλησης Αξονες τιτανίου/κολόβωμα σ.ρητίνης /ρητ. κονία συγκόλλησης Αξονες τιτανίου/ κολόβωμα σ.ρητίνης /ΥΙΚ Αξονες χυτοί μεταλλικοί /ψευδοκολόβωμα /ρητ.κονία Αξονες χυτοί μεταλλικοί/ΥΙΚ.	534.70N 499.80N 389.00N 412.50N 337.40N	146.3 168.9 125.2 99.3 121.2	80 40 20 20 -
Yu-Xing και συν. ⁶⁴	12	Αξονες κεραμικοί αλουμίνας με 2mm βάθρο οδοντίνης Αξονες κεραμικοί αλουμίνας χωρίς βάθρο οδοντίνης Αξονες χυτοί μεταλλικοί με 2mm βάθρο οδοντίνης Αξονες χυτοί μεταλλικοί χωρίς βάθρο Αξονες προκατ. με 2mm βάθρο	758.35N 571,91N 756.63N 697.67N 629.22N	119.26 122.63 166.22 148.33 131.72	- - - - -

EPEYNA	Μέγεθος δείγματος/κατηγορία	Σύστημα αξόνων	Μέση τιμή φορτίου θραύσης	S.D.	Ποσοστό (%) ευνοϊκών αποτυχιών (=που δεν οδηγούν σε εξαγωγή του δοντιού)
Έρευνες χωρίς υπερκείμενη τοποθέτηση στεφανών					
Dean και συν. ¹⁸	10	Αξονες από ανθρακονήματα Αξονες προκατ. μεταλλικοί Αξονες προκατ. μεταλλικοί	1,053.23N 1,094.42N 1,057.16N	257.91 186.33 171.62	100 50 50
Stockton and Williams ⁵⁸	13	Αξονες από ανθρακονήματα Αξονες από ανθρακονήματα Αξονες προκατ. μεταλλικοί	208.88N 253.01N 232.42N	72.47 62.27 67.67	100 92 100
Cormier και συν. ⁵⁵	10	Αξονες από ανθρακονήματα/ίνες χαλαζία Αξονες από ανθρακονήματα Αξονες από υαλονήματα Αξονες ολοκεραμικοί ζirkονίου Αξονες χυτοί μεταλλικοί/ψευδοκολόβωμα Αξονες προκατ. μεταλλικοί	176.10N 183.30N 108.60N 179.70N 184.80N 204.10N	22.70 10.40 6.30 10.60 11.50 10.60	70 60 100 70 10 40
MacCari και συν. ⁵⁹	10	Αξονες από ανθρακονήματα/ίνες χαλαζία Αξονες από υαλονήματα Αξονες ολοκεραμικοί ζirkονίου	818.86N 840.43N 357.94N	261.84 173.58 162.79	90 100 70
Strub και συν. ⁶⁰	10	Αξονες μεταλλικοί Αξονες ζirkονίου με προκατ. συγκολ. κεραμικό κολόβωμα Αξονες Ρητίνη-κεραμικός με κεραμικό κολόβωμα Αξονες ζirkονίου με κεραμικό κολόβωμα	1270N 1494.50N 1146.70N 463.30N	312.5 333.5 182.6 46.2	– – – –
Toksavul και συν. ⁶⁰	10	Αξονες ζirkονίου με κολόβωμα σ. ρητίνης Αξονες ζirkονίου με κεραμικό κολόβωμα Αξονες με υαλονήματα/κολόβωμα σ. ρητίνης Αξονες τιτανίου/κολόβωμα σ. ρητίνης Μάρτυρες	497.50N 474.61N 494.61N 581.34N 420.42N	61.94 96.84 104.67 105.36 127.47	80 90 50 90 80
Heydecke και συν. ⁶⁰	16	Αξονες τιτανίου/κολόβωμα σ. ρητίνης Αξονες ζirkονίου /κολόβωμα σ. ρητίνης Αξονες ζirkονίου με κολόβωμα με τεχνική Empress Μάρτυρας	450.00N 503.00N 521.00N 408.00N	– – – –	81.25 – 87.50 68.75

Τροποποίηση του πρωτότυπου πίνακα 3 στο άρθρο των Fokkinga και συν.⁶⁷. "A structured Analysis of In Vitro Failure Loads and Failure modes of fiber, metal and ceramic post-and-core systems." *Int J Prosthodont* 2004;17:476-482.

Στα πειράματα χρησιμοποιήθηκαν συνθήκες στατικής φόρτισης με ή χωρίς θερμική ανακύκλωση.

+ Ο τρόπος αποτυχίας δεν περιγράφεται

++ Δεν απέτυχαν όλα τα δοκίμια. Χρησιμοποιήθηκαν συνθήκες κυκλικής φόρτισης. Η αποτυχία εκφράστηκε σε αριθμό κύκλων φόρτισης πριν την θραύση. Οι ερευνητές ανέφεραν σημαντικά μεγαλύτερο ποσοστό επιβίωσης για τους πολυμερείς ενισχυμένους με ίνες άξονες συγκριτικά με τους ολοκεραμικούς που εξετάστηκαν.

Προκατ.: προκατασκευασμένοι

Σ. ρητίνης: σύνθετης ρητίνης

Ρητ. Κονία: ρητινώδης κονία

ΥiK: υαλοϊονομερής κονία