

ΖΙΡΚΟΝΙΑ. ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ, ΚΛΙΝΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΚΑΙ ΠΑΡΟΥΣΙΑΣΗ ΚΛΙΝΙΚΩΝ ΠΕΡΙΠΤΩΣΕΩΝ.

Ν. ΣΟΛΔΑΤΟΣ*, Γ. ΚΟΝΤΑΚΙΩΤΗΣ**, Η. ΓΟΥΣΙΑΣ***, Π. ΧΡΙΣΤΟΠΟΥΛΟΣ****, Ι. ΜΕΛΑΚΟΠΟΥΛΟΣ*****

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η ζirkονία είναι ένα κεραμικό υλικό με ικανοποιητικές μηχανικές ιδιότητες για την κατασκευή ιατρικών και οδοντιατρικών αποκαταστάσεων. Οι τιμές των μηχανικών της ιδιοτήτων είναι οι υψηλότερες που έχουν αναφερθεί σε οδοντιατρικό κεραμικό σύστημα. Η ζirkονία με σταθεροποιητικό οξείδιο την Y_2O_3 έχει τις καλύτερες ιδιότητες γι' αυτές τις αποκαταστάσεις. Είναι πολυφασικό υλικό σε θερμοκρασία δωματίου και έχει υψηλό σημείο τήξης, που φθάνει τους $2680^\circ C$. Η ζirkονία υψηλής καθαρότητας εμφανίζει τρεις κρυσταλλικές μορφές, ανάλογα με τη θερμοκρασία. Προσθέτοντας σταθεροποιητικά οξείδια όπως MgO , CaO ή Y_2O_3 , ελέγχεται η ογκομετρική διαστολή και σταθεροποιείται στην τετραγωνική φάση σε θερμοκρασία δωματίου. Οι εφαρμογές της στις οδοντιατρικές προσθετικές αποκαταστάσεις δεν περιορίζονται στην κατασκευή ενδορριζικών αξόνων, αλλά επεκτείνονται και στην κατασκευή σκελετών για ακίνητες αποκαταστάσεις, στην κατασκευή διαβληννογόνιων επιεμφυτευματικών στηρίγματος και εμφυτευμάτων εξ' ολοκλήρου από ζirkονία. Σκοπός της εργασίας είναι η βιβλιογραφική ανασκόπηση της ζirkονίας ως βιοϋλικού με γνώμονα τις εξέχουσες μηχανικές και φυσικές της ιδιότητες και η περιγραφή των βασικών εφαρμογών της στην Οδοντιατρική, με παρουσίαση κλινικών περιπτώσεων εφαρμογής της στις ακίνητες προσθετικές αποκαταστάσεις, στα διαβληννογόνια επιεμφυτευματικά στηρίγματα και στα εμφυτεύματα. Συμπερασματικά, όσον αφορά στις ακίνητες προσθετικές αποκαταστάσεις, βασική προϋπόθεση είναι η ύπαρξη υγιών ιστών και σταθερού ύψους φατνιακής ακροδοφίας για τη φυσιολογική αντίδραση των μαλακών και σκληρών ιστών γύρω από το κεραμικό υλικό. Τα διαβληννογόνια επιεμφυτευματικά στηρίγματα από ζirkονία προσφέρουν ικανοποιητική στήριξη και άριστη αισθητική σε αποκαταστάσεις, τόσο στην πρόσθια αισθητική ζώνη όσο και στην οπίσθια περιοχή, ειδικά σε λεπτό βιότυπο ούλων. Τα αποτελέσματα όσον αφορά στα εμφυτεύματα ζirkονίου, είναι ενθαρρυντικά, παρ' όλα αυτά η περαιτέρω εκπόνηση μελετών είναι επιβεβλημένη πριν χρησιμοποιηθούν στην καθ' ημέρα κλινική πράξη.

Παρουσιάστηκε στο 13ο Διεθνές Συνέδριο BaSS, 1-4 Μαΐου 2008, Λεμεσός, Κύπρος.

* Χειρουργός Οδοντίατρος, Υποψήφιος Διδάκτορας Ιατρικής Σχολής ΕΚΠΑ, Επιστημονικός Συνεργάτης Προσθετικής Οδοντιατρικής Σχολής ΕΚΠΑ.

** Χειρουργός Οδοντίατρος, Επιστημονικός Συνεργάτης Προσθετικής ΕΚΠΑ.

*** Προσθετολόγος, Λέκτορας Προσθετικής Οδοντιατρικής Σχολής ΕΚΠΑ.

**** Στοματικός και Γναθοπροσωπικός Χειρουργός, Λέκτορας Γναθοχειρουργικής Οδοντιατρικής Σχολής ΕΚΠΑ.

***** Στοματικός και Γναθοπροσωπικός Χειρουργός, Διδάκτορας Ιατρικής Σχολής ΕΚΠΑ.

ΟΡΟΙ ΕΥΡΕΤΗΡΙΑΣΜΟΥ: Ζirkονία, Αδιαφάνεια, Διαβληννογόνια επιεμφυτευματικά στηρίγματα, Εμφυτεύματα, Τρεις φάσεις.

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Τα κεραμικά υλικά χρησιμοποιούνται ολοένα και περισσότερο στην καθ' ημέρα οδοντιατρική πράξη, λόγω της υψηλής αισθητικής απόδοσης που προσφέρουν. Οι μέτριες μηχανικές τους ιδιότητες, όπως η μικρή αντοχή στη θλίψη, περιορίζουν τη χρήση τους στην πρόσθια περιοχή. Σε αντιδιαστολή, τα εμφυτεύματα τιτανίου και οι μεταλλικές αποκαταστάσεις δεν μπορούν να συγκριθούν αισθητικά με τα κεραμικά υλικά, δεδομένου ότι οι μαλακοί ιστοί γύρω τους αποκτούν ένα αφύσικο «μπλε - γκρι» χρωματισμό. Το κενό αυτό, μεταξύ των δύο υλικών, ήρθε να καλύψει η ζirkονία¹.

Η ζirkονία είναι ένα κεραμικό υλικό με ικανοποιητικές μηχανικές ιδιότητες για την κατασκευή ιατρικών και οδοντιατρικών αποκαταστάσεων. Η ζirkονία με σταθεροποιητικό οξείδιο την Y_2O_3 έχει τις καλύτερες ιδιότητες γι' αυτές τις αποκαταστάσεις. Όταν ασκείται πάνω στην επιφάνεια της ζirkονίας μία δύναμη, μία μετατροπή από την τετράγωνη στη μονοκλινή φάση του κρυστάλλου της εμποδίζει τη διάδοση της ρωγμής. Οι μηχανικές ιδιότητές της αποδείχθηκαν ανώτερες, σε σύγκριση με εκείνες άλλων κεραμικών υλικών. Το λευκό της χρώμα και τα εμβιομηχανικά της χαρακτηριστικά επιτρέπουν την κατασκευή αποκαταστάσεων υψηλής ποιότητας και αισθητικής. Οι εφαρμογές της στις οδοντιατρικές προσθετικές αποκαταστάσεις δεν περιορίζονται στην κατασκευή ενδορριζικών αξόνων, αλλά επεκτείνονται και στην κατασκευή σκελετών για ακίνητες αποκαταστάσεις, στην κατασκευή διαβληννογόνιων επιεμφυτευματικών στηριγμάτων και εμφυτευμάτων εξ' ολοκλήρου από ζirkονία^{1,2}.

Ο σκοπός της εργασίας αυτής είναι η βιβλιογραφική ανασκόπηση της ζirkονίας ως βιοϋλικού, με γνώμονα τις εξέχουσες μηχανικές και φυσικές της ιδιότητες. Επίσης, η περιγραφή των βασικών εφαρμογών της στην Οδοντιατρική, με παρουσίαση κλινικών περιπτώσεων, σκελετών για ακίνητες προσθετικές αποκαταστάσεις, διαβληννογόνιων επιεμφυτευματικών στηριγμάτων και οστεοενσωματούμενων εμφυτευμάτων.

ΙΣΤΟΡΙΚΗ ΑΝΑΔΡΟΜΗ

Ανακαλύφθηκε το 1789 από το Γερμανό χημικό Martin Heinrich Klaproth σαν οξείδιο του ζirkονίου (ZrO_2)². Η πρώτη αναφορά χρήσης της στην Ιατρική έγινε το 1969 και αναφερόταν στην ειδικότητα της Ορθοπεδικής¹. Προτάθηκε ως νέο υλικό το 1989 για την αποκατάσταση της κεφαλής του ισχίου, αντικαθιστώντας υλικά όπως το τιτάνιο και η αλουμίνη. Τοποθετήθηκε στο μηριαίο οστό πιθήκου, όπου δεν παρατηρήθηκαν ανεπιθύμητες ενέργειες. Μέχρι σήμερα έχουν χρησιμοποιηθεί περισσότερες από 300.000 κεφαλές και έχουν ελεγχθεί για την εξαιρετική τους βιοσυμβατότητα και τις πολύ αξιόλογες μηχανικές τους ιδιότητες³. Η ορθοπεδική έρευνα είχε ως στόχο τη μηχανική συμπεριφορά της ζirkονίας ως προς την αντοχή και την ενσωμάτωσή της στους μυς και στα οστά. Πριν από το 1990 πολλές έρευνες έγιναν πάνω στην επίδρασή της στους μυς και στα οστά, όπου δεν

παρατηρήθηκαν ανεπιθύμητες ενέργειες^{4,5}. Έρευνα in vitro κατέδειξε ότι η ζirkονία δεν είναι κυταροτοξική^{6,7}. Το οξείδιο του ζirkονίου προκαλεί μικρότερη φλεγμονώδη αντίδραση στους ιστούς, σε σχέση με άλλα υλικά αποκατάστασης όπως το τιτάνιο. Αυτό το συμπέρασμα επιβεβαιώθηκε από έρευνα μεταξύ βιδών επούλησης τιτανίου και ζirkονίου. Βρέθηκε, πως η φλεγμονώδης διήθηση, η μικροκυτταρική πυκνότητα και η έκφραση του παράγοντα του ενδοθηλίου των αγγείων, ήταν υψηλότερα γύρω από εκείνα του τιτανίου. Επίσης, το επίπεδο της βακτηριακής αποίκησης, βρέθηκε αυξημένο γύρω από το τιτάνιο⁸.

ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ

Ο Garvie, το 1975, αναφέρθηκε στη ζirkονία, χαρακτηρίζοντάς την ως «κεραμικό ατσάλι»⁹. Οι τιμές των μηχανικών της ιδιοτήτων είναι οι υψηλότερες που έχουν ποτέ αναφερθεί σε οδοντιατρικό κεραμικό σύστημα¹⁰. Πρόσφατα η ζirkονία² εισήχθη στην οδοντιατρική ως υλικό αντικατάστασης του μετάλλου στις προσθετικές αποκαταστάσεις. Ο λόγος αντικατάστασης βασίζεται στις εξέχουσες ιδιότητές της, οι οποίες συνοψίζονται στον πίνακα 1.

Σε αντίθεση με την αλουμίνη, η ζirkονία εμφανίζει μεγαλύτερη ακτινοσκιερότητα και έτσι απεικονίζεται ακτινογραφικά¹¹. Ως μειονέκτημά της θα μπορούσε να αναφερθεί το γεγονός ότι κάποιες φορές το λευκό χρώμα της προσδίδει μία υπέρλευκη όψη στην τελική αποκατάσταση.

Η επεξεργασία της επιφάνειας της ζirkονίας μπορεί να μεταβάλλει τις φυσικές ιδιότητές της. Ο εκτροχισμός της επιφάνειάς της μειώνει τη σκληρότητα και την αξιοπιστία της¹.

Η ζirkονία είναι πολυφασικό υλικό και έχει υψηλό σημείο τήξης, στους 2680°C. Η ζirkονία υψηλής καθαρότητας εμφανίζει τρεις κρυσταλλικές μορφές ανάλογα με τη θερμοκρασία. Στις υψηλές θερμοκρασίες (2370°C) εμφανίζει κυβική μορφή (Fm3m), από την οποία μετατρέπεται, κατόπιν ψύξης κάτω από τους 2370°C, στην τετραγωνική ($P4_2/nmc$). Κάτω από τους 1170°C και μέχρι τη θερμοκρασία δωματίου, η ζirkονία μετατρέπεται στη μονοκλινή φάση ($P2_1/C$). Ο μετασχηματισμός αυτός είναι αναστρέψιμος και ξεκινά με ψύξη του υλικού από τους 950°C. Ο μετασχηματισμός έχει ιδιαίτερο ενδιαφέρον και χαρακτηρίζεται ως «μαρτενσιτικού τύπου». Παρατηρήθηκε για πρώτη φορά στα κράματα σιδήρου - χαλκού όταν υφίστα-

νται ταχεία απόψυξη (μαρτενσιτική βαφή) και γι' αυτό το λόγο φέρει το όνομα της κυριότερης βαφής των βαμμένων χαλύβων, του μαρτενσίτη³. Η βελτίωση των φυσικών της ιδιοτήτων οφείλεται σε μεγάλο βαθμό σε μία διαδικασία που είναι γνωστή ως ισχυροποίηση μέσω μετασχηματισμού (transformation toughening) και επηρεάζει ουσιαστικά την κρυσταλλική δομή του υλικού^{3,9,12-16}.

Κάθε μετατροπή μεταξύ των τριών φάσεων συμβαίνει λόγω άσκησης δύναμης στην επιφάνεια του υλικού, η οποία προκαλεί μία ογκομετρική μεταβολή στον κρύσταλλο¹. Από την τετραγωνική στη μονοκλινή φάση, η ζirkονία παρουσιάζει ογκομετρική διαστολή 3% έως 5% (~4,5% περίπου), ενώ από τη μονοκλινή στην τετραγωνική εμφανίζει μείωση του όγκου 3% έως 5%³. Οι εναλλασσόμενες τάσεις και δημιουργούν ρωγμές στη μάζα του υλικού, επηρεάζοντας δραματικά τις μηχανικές του ιδιότητες. Ελέγχοντας ή περιορίζοντας το φαινόμενο αυτό, προκύπτουν θετικές επιπτώσεις στη συμπεριφορά του υλικού. Προσθέτοντας σταθεροποιητικά οξείδια, όπως MgO, CaO ή Y₂O₃, ελέγχεται η ογκομετρική διαστολή και σταθεροποιείται στην τετραγωνική φάση σε θερμοκρασία δωματίου^{1,2,10}. Η ζirkονία με σταθερο-

ποιητικό παράγοντα Y₂O₃, -3% mol υπτρίας- (3Y-TZP) χαρακτηρίζεται ως μερικώς σταθεροποιημένη³. Έχει τις καλύτερες ιδιότητες, είναι γνωστή ως πολυκρυσταλλική τετραγωνική και παρ' όλο που η πυροσυσσωμάτωσή της είναι πιο δύσκολη, είναι η βασική μορφή που χρησιμοποιείται στην Ιατρική και στην Οδοντιατρική¹. Απαρτίζεται από 100% λεπτόκοκκους πολυκρυσταλλικούς τετραγωνικής ζirkονίας, οι οποίοι διατηρούνται σε μία μετασταθή φάση λόγω των συμπιεστικών τάσεων από το περιβάλλον πλέγμα. Οι τάσεις αυτές απελευθερώνονται κατά τη διάδοση μίας ρωγμής, οπότε το πεδίο των τάσεων που αναπτύσσεται γύρω από την κορυφή της ρωγμής προάγει το μετασχηματισμό των τετραγωνικών κόκκων σε μονοκλινείς (stress induced transformation). Η παράλληλη αύξηση του όγκου κατά 3% έως 5% και η διατμητική παραμόρφωση που αναπτύσσεται τοπικά, δημιουργεί θλιπτικές συμπιεστικές τάσεις στην κορυφή της ρωγμής, οι οποίες τείνουν να την καθηλώσουν, απορροφώντας την ενέργεια που διατίθεται για την εξέλιξή της (ισχυροποίηση μέσω μετασχηματισμού - transformation toughening)^{3,9,12-16}. Ταυτόχρονα εισάγονται συμπιεστικές τάσεις στη μάζα του υλικού, οι οποίες προκαλούν μικρορωγμές στα όρια

Πίνακας 1. Ιδιότητες της ζirkονίας

☞	Υψηλή βιοσυμβατότητα ¹	
☞	Υψηλή αντοχή στην κάμψη ^{1,2} :	900- 1200 Mpa
☞	Σκληρότητα κατά Vickers ² :	1200
☞	Μονάδα Weibull ² :	10 έως 12
☞	Αντοχή στην πίεση ^{1,2,3} :	2000 MPa
☞	Λευκό χρώμα που παρομοιάζει με εκείνο του φυσικού δοντιού ^{1,2,3}	
☞	Ακτινοσκιερότητα ²	
☞	Προάγει την πρόσφυση των μαλακών ιστών στην επιφάνειά της ^{4,5,6}	

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ:

1. KOHAL RJ, KLAUS G. A zirconia implant-crown system: a case report. *Int J Periodont Restor Dent* 2004,24: 147-153
2. MANICONE PF, IOMMETTI PR, RAFFAELLI L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent* 2007,35: 819-826
3. PICONI C, MACCAURO G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999,20: 1-25
4. HAO L, LAWRENCE J, CHIAN KS. Effects of CO₂ laser irradiation on the surface properties of magnesia - partially stabilized zirconia bioceramic and the subsequent improvements in human osteoblast cell adhesion. *J Biomater Appl* 2004, 19: 81-105
5. HAO L, LAWRENCE J, CHIAN KS. Osteoblast cell adhesion on a laser modified zirconia-based bioceramic. *J Mater Sci Mater Med* 2005, 16: 719-726
6. CANULLO L, MORGIA P, MARINOTTI F. Preliminary laboratory evaluation of bicomponent customized zirconia abutments. *Int J Prosthodont* 2007,20: 486-488

των κόκκων, ενισχύοντας και με αυτόν τον τρόπο την αντοχή του υλικού (microcrack toughening). Οι μικρορωγμές αυτές είναι αρκετά μικρές για να εξελιχθούν από μόνες τους, μπορούν ωστόσο να δημιουργήσουν ένα πλέγμα αναχαίτισης της πορείας διάδοσης της κύριας ρωγμής³. Η αντίσταση στη διάδοση της ρωγμής ενισχύεται και από την πυκνότητα του υλικού και το μικρό μέγεθος των κόκκων (κάτω από 1μm)⁹.

Παραμονή του υλικού για δύο χρόνια σε υγρό Ringer δεν έδειξε να επηρεάζει την αντοχή του, ενώ η επίδραση της θερμοκρασίας (low temperature degradation) είναι κρίσιμη στη θερμοκρασία των 200-300°C³. Κάτω από συγκεκριμένες κατασκευαστικές συνθήκες ή περιβαλλοντικές συνθήκες υγρασίας και stress, η ζirkονία μεταπίπτει απότομα στη μονοκλινή φάση με καταστροφικές συνέπειες στις μηχανικές της ιδιότητες^{1,10}. Ειδικά στην περίπτωση των οδοντικών οστεοενσωματούμενων εμφυτευμάτων, αυτή η μετάπτωση δεν είναι καθόλου επιθυμητή. Αυτή η μηχανική αποικοδόμηση της ζirkονίας, που οφείλεται στην αυθόρμητη και προοδευτική μετάπτωση από την τετραγωνική στη μονοκλινή φάση, ονομάζεται γήρανση του υλικού^{14,17,18}. Η άσκηση μηχανικών πιέσεων και η έκθεσή της σε περιβάλλον υγρασίας για μεγάλο χρονικό διάστημα είναι δυνατόν να την επιταχύνουν¹. Οι επιπτώσεις του φαινομένου της γήρανσης στη ζirkονία είναι η υποβάθμιση της μηχανικής της αντοχής, μικροσπασίματα και καταστροφή της εξωτερικής της επιφάνειας. Παρ' όλα αυτά, όταν η ζirkονία χρησιμοποιείται ως βιοϋλικό δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική συσχέτιση μεταξύ των επιπτώσεων της γήρανσης και της πρόβλεψης για αποτυχία των αποκαταστάσεων¹⁰. Οι επιπτώσεις της στις προσθετικές αποκαταστάσεις δεν είναι ακόμα γνωστές^{1,10}. Η εκπόνηση περισσότερων ερευνών είναι επιβεβλημένη, διότι η συμπεριφορά και η αντοχή της σε μακροχρόνιες αποκαταστάσεις δεν είναι γνωστή. Επίσης, πρέπει να μελετηθούν οι μακροχρόνιες αποκαταστάσεις και σε σχέση με τη γήρανση των σκελετών από ζirkονία¹.

Η διαδικασία στοιβαγμού του υλικού έχει έναν ισχυρό αντίκτυπο στη σταθερότητα και στις μηχανικές ιδιότητές του, καθώς καθορίζει και την τελική ποιότητά του¹⁰. Υψηλές θερμοκρασίες κατά τη διάρκεια του στοιβαγμού οδηγούν σε καλύτερη ποιότητα του τελικού προϊόντος¹⁰. Οι Chevalier και συν. έδειξαν πως η παρουσία της κυβικής μορφής στη ζirkονία με σταθεροποιητικό παράγοντα Y₂O₃, δεν είναι επιθυμητή για βιοϊατρική χρήση, λόγω

ακανόνιστης διανομής των σταθεροποιητικών ιόντων της υπτρίας¹⁹. Ως αποτέλεσμα είναι η κυβική μορφή να εμπλουτίζεται με υπτρία και στην τετραγωνική μορφή να μειώνεται και έτσι να γίνεται λιγότερο σταθερή¹⁹. Πολλοί κατασκευαστές της 3Y-TZP για οδοντιατρική χρήση δεν προτείνουν τον εκτροχισμό ή την αμμοβολή της, για την αποφυγή του μετασχηματισμού από την τετραγωνική στη μονοκλινή και το σχηματισμό επιφανειακών ασυνεχειών, οι οποίες είναι επιζήμιες για τη μακροβιότητα της αποκατάστασης. Αποκαταστάσεις κατασκευασμένες με τη μέθοδο της συμπύκνωσης εξ' ολοκλήρου του υλικού, χωρίς ριψίμο, έδειξαν μία αξιοσημείωτη ποσότητα της μονοκλινής φάσης. Η παρουσία της μονοκλινούς φάσης συνοδεύεται από μικροκατάγματα της επιφάνειας του υλικού και μείωση της αξιοπιστίας του²⁰.

Ο δεσμός ζirkονίας - κεραμικού δεν είναι απόλυτα γνωστός. Η μεσόφαση πυρήνα ζirkονίας - οξοκεραμικής στεφάνης είναι το πιο αδύναμο σημείο αυτών των αποκαταστάσεων, με αποτέλεσμα την απολέπιση και το κάταγμα του κεραμικού υλικού. Πολλοί παράγοντες μπορεί να τον επηρεάζουν, όπως η θερμική διαστολή μεταξύ του πυρήνα και του κεραμικού και η συστολή κατά την όπτηση³.

ΑΚΙΝΗΤΕΣ ΠΡΟΣΘΕΤΙΚΕΣ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΕΙΣ

Με την εξέλιξη του συστήματος CAD-CAM, χρησιμοποιείται στην επανορθωτική οδοντιατρική για την κατασκευή σκελετού σε μεμονωμένες στεφάνες αλλήλ και σε εκτεταμένες ακίνητες αποκαταστάσεις.

Οι φυσικές ιδιότητες της ζirkονίας εξασφαλίζουν άριστα αισθητικά αποτελέσματα. Αυτές είναι η αδιαφάνεια και το χρώμα της, που προσομοιάζει με εκείνο του φυσικού δοντιού. Σε περιπτώσεις ύπαρξης χυτών ενδορριζικών αξόνων (εικ. 1 έως 3) ή δυσχρωμικών δοντιών, η αδιαφάνειά της επιτρέπει την απόκρυψή τους. Σε αντίθετες περιπτώσεις, όπου η διαφάνεια είναι το ζητούμενο, μπορεί να επιτευχθεί με άληθα οξοκεραμικά συστήματα, όπως η αλουμίνα (θερμοσυμπιεζόμενα - Empress-II)².

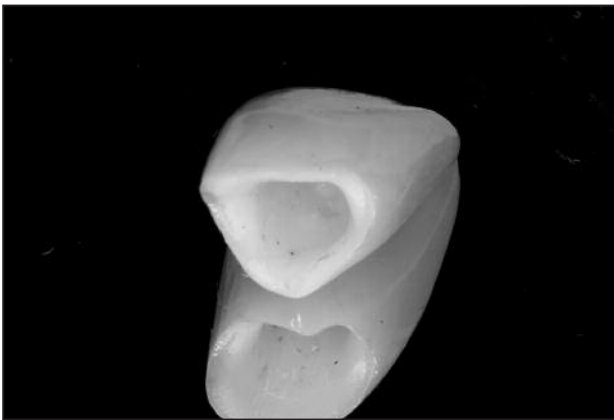
Σημαντικό στάδιο των αποκαταστάσεων αυτών, είναι η σωστή παρασκευή των δοντιών¹. Παρασκευή εκλογής στην αυχενική περιοχή είναι το αποστρογγυλεμένο βάθρο. Στα πρόσθια δόντια η παρασκευή των οδοντικών ιστών πρέπει να είναι κοπτικά του-



Εικ. 1. Εικόνα ασθενούς με κάταγμα του #21 και προτέρα αποκατάσταση με χυτό ενδορριζικό άξονα και ψευδοκοιλόβωμα.



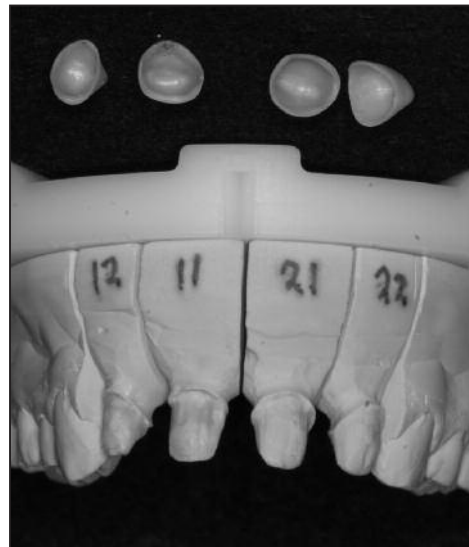
Εικ. 4. Ασθενής με αισθητικό πρόβλημα στην αυχενική περιοχή από παλιές μεταλλοκεραμικές στεφάνες.



Εικ. 2. Η ολθοκεραμική αποκατάσταση του #21, διακρίνεται ο κεραμο-κεραμικός δεσμός.



Εικ. 3. Η αποκατάσταση ολοκληρωμένη στο στόμα.



Εικ. 5. Πυρήνες ζirkονίας πριν από τη δοκιμή.

λάχιστον 1,5 χιλ. και αξονικά στην αισθητική ζώνη 1,5 χιλ. με κλίση 4° - 6° . Στα οπίσθια δόντια πρέπει να παρασκευάζονται μασητικά 1,5 χιλ. και 1 χιλ. αξονικά με κλίση 4° - 6° . Το ύψος του κοιλοβώματος, επειδή δεν υπάρχει μεταλλικός σκελετός, είναι βασικό για το σωστό σχήμα και τη διάσταση του σκελετού,

έτσι ώστε να εξασφαλιστεί η μηχανική αντίσταση της αποκατάστασης. Η παρασκευή πρέπει να ακολουθεί την ανατομία των ελεύθερων ούλων. Μονήρεις αποκαταστάσεις και ακίνητες αποκαταστάσεις τριών τεμαχίων με ένα γεφύρωμα, είναι δυνατόν να κατασκευαστούν και στην πρόσθια (εικ. 4 έως 8), αθιλά και στην οπίσθια περιοχή. Πριν από την έναρξη της κατασκευής της αποκατάστασης συνιστάται η επιλογή του χρώματος του πυρήνα της ζirkονίας¹. Μετά από την κλασική αποτύπωση και την κατασκευή εκμαγείου εργασίας, ακολουθεί η εφαρμογή του CAD-CAM συστήματος, χωρίς το οποίο είναι αδύνατη η κατασκευή του σκελετού. Το όριο της παρασκευής πρέπει να είναι ευδιάκριτο για να επιτευχθεί σωστή σάρωσή του. Η σάρωση μπορεί να επηρεαστεί από πολλούς παράγοντες που ο κλινικός και το οδοντοτεχνικό εργαστήριο πρέπει να ελέγξει, έτσι ώστε να υπάρξει πλήρης και σωστή εφαρμογή στα όρια.



Εικ. 6. Οι πυρήνες ζηρκονίας στο στόμα για δοκιμή εφαρμογής και έτοιμοι για αποτύπωση μεταφοράς (pick-up).



Εικ. 7. Οι τελικές στεφάνες μετά την εφυδάλωση, στο εκμαγείο εργασίας.



Εικ. 8. Τελικές αποκαταστάσεις συγκολλημένες στο στόμα.

ΔΙΑΒΛΕΝΝΟΓΟΝΙΑ ΕΠΙΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΙΚΑ ΣΤΗΡΙΓΜΑΤΑ

Τα εμφυτεύματα ολοένα και περισσότερο χρησιμοποιούνται στην καθ' ημέρα πράξη με αποτελέ-



Εικ. 9. Διαβληννογόνιο επιεμφυτευματικό στήριγμα τιτανίου, με εμφανές αισθητικό πρόβλημα στην αυχενική περιοχή.

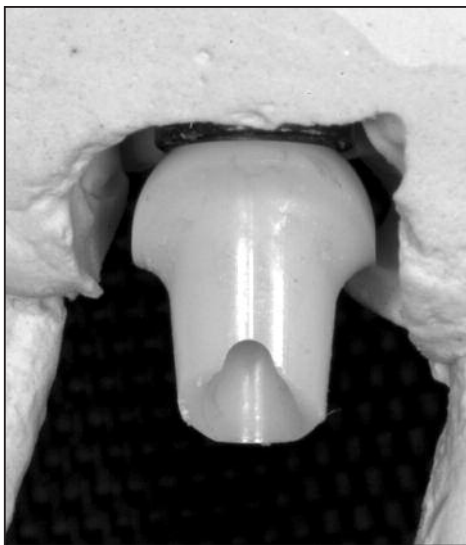
σματα πολύ εντυπωσιακά, που φθάνουν το 95% στα 10 χρόνια²¹. Η αποκατάσταση της αισθητικής ζώνης με τη χρήση εμφυτευμάτων, αποτελεί μία πρόκληση και προϋποθέτει προπροσθητική λειτουργική και αισθητική εκτίμηση. Σε περιπτώσεις όπου υπάρχει συνδυασμός λεπτού βιότυπου ούλων και υψηλής γραμμής χαμόγελου, υπάρχει μεγάλος κίνδυνος αισθητικής αποτυχίας της αποκατάστασης λόγω του «γκριζαρίσματος» του τιτανίου (εικ. 9). Όπως και σε περιπτώσεις όπου έχει συμβεί συρρίκνωση ή υποχώρηση των μαλακών ιστών, η αποκάθιση του κοιλάρου του εμφυτεύματος στη στοματική κοιλότητα είναι αναπόφευκτη αισθητική αποτυχία. Εναλλακτική λύση ήταν η κατασκευή διαβληννογόνιων επιεμφυτευματικών στηριγμάτων από οθοκεραμικά υλικά και μετέπειτα από ζηρκονία (εικ. 10). Με τη χρήση της ζηρκονίας δεν υφίσταται τέτοιο πρόβλημα λόγω της αδιαφάνειάς της και δεν είναι απαραίτητη η ενδοσχισμική οριοθέτηση της αποκατάστασης. Ένας άλλος πολύ σημαντικός παράγοντας που πρέπει να ληφθεί υπ' όψη, είναι το προφίλ ανάδυσης της αποκατάστασης που πρέπει να είναι εναρμονισμένο με τα όμορα φυσικά δόντια. Αυτό θα πρέπει να προσομοιάζει με το φυσικό δόντι και να εξατομικεύεται. Για να επιτευχθεί κάτι τέτοιο, θα έπρεπε τα όρια της στεφάνης να τοποθετηθούν ενδοσχισμικά. Κάτι τέτοιο όμως θα προκαλούσε δυσκολία στην αφαίρεση της κονίας, φλεγμονή των περιοδοντικών ιστών κ.ά. Με τη χρήση της ζηρκονίας αντί του τιτανίου, η στεφάνη μπορεί να τοποθετηθεί ισοϋψώς με την παρυφή των ούλων, ιδίως σε ασθενείς με λεπτό βιότυπο ούλων, χωρίς να φαίνεται το αντιαισθητικό «γκριζάρισμα»

Πίνακας 2. Προδιαγραφές διαβληννογόνιων επιεμφυτευματικών στηριγμάτων

- ✓ Να ικανοποιούν βιολογικές, λειτουργικές και αισθητικές απαιτήσεις.
- ✓ Το υλικό κατασκευής τους να είναι βιοσυμβατό και να μην προάγει την προσκόλληση της οδοντικής μικροβιακής πλάκας.
- ✓ Να μεταβιβάζουν τις ασκούμενες δυνάμεις στο εμφύτευμα και στο υποκείμενο οστό.

στον αυχένα, αποδίδοντας ταυτόχρονα ικανοποιητικό προφίλ ανάδυσης¹.

Το 1991 η εταιρεία Nobel Pharma -και μετέπειτα Nobel Biocare- παρουσίασε ένα νέο κεραμικό διαβληννογόνιο στήριγμα από αλουμίνα, το CerAdapt, για τα εμφυτεύματα Brånemark²². Η χρή-



Εικ. 10. Διαβληννογόνιο επιεμφυτευματικό στήριγμα από ζirkονία.

ση της ζirkονίας για την κατασκευή διαβληννογόνιου επιεμφυτευματικού στηρίγματος πρωτοπαρουσιάστηκε το 1995²³.

Οι προδιαγραφές²³ των διαβληννογόνιων επιεμφυτευματικών στηριγμάτων συνοψίζονται στον πίνακα 2.

Τα κεραμικά διαβληννογόνια επιεμφυτευματικά στήριγματα είναι διαθέσιμα είτε ως προκατασκευασμένα, είτε ως προσαρμοζόμενα, ευθεία και γωνιώδη, με χρώματα που προσομοιάζουν με αυτά της αδαμαντίνης και της οδοντίνης¹¹.

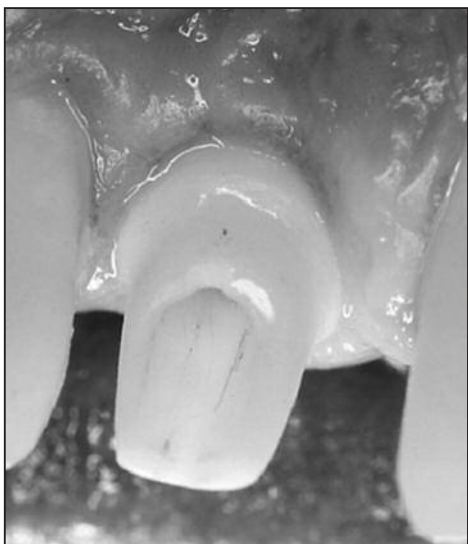
Τα υλικά από τα οποία κατασκευάζονται τα κεραμικά διαβληννογόνια επιεμφυτευματικά στήριγματα συνοψίζονται στον πίνακα 3. Κατασκευάζονται και στο εργαστήριο, είτε με τη βοήθεια της CAD-CAM τεχνολογίας, είτε από τον οδοντοτεχνίτη, πάντα με σύγχρονο καταιονισμό νερού. Συγκρινόμενη με την αλουμίνα, η ενισχυμένη αντοχή της ζirkονίας μπορεί να εξηγηθεί από τις διαφορές στη δομή του υλικού, όπως η μεγαλύτερη πυκνότητα των κόκκων, η λεπτόκοκκη δομή των κρυστάλλων και η πολυμορφική συμπεριφορά όσον αφορά στη διάδοση της ρωγμής^{24,25}. Τα κεραμικά που κατασκευάζονται από αλουμίνα έχουν καλύτερο αισθητικό αποτέλεσμα όσον αφορά στο χρώμα, συγκρινόμενα με το υπέρλευκο

Πίνακας 3. Υλικά από τα οποία κατασκευάζονται τα κεραμικά διαβληννογόνια επιεμφυτευματικά στήριγματα

Al₂O₃ (Procera, CerAdapt)^{1,2}
 ZrO₂ (μερικώς σταθεροποιημένη από υττρία, ζirkονία)^{3,4}
 Συνδυασμός διηθούμενης από ύαλο ζirkονίας και αλουμίνας^{5,6}

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ:

1. PRESTIPINO V, INGBER A. All-ceramic implant abutments: esthetic indications. *J Esthet Dent* 1996,8: 255-262
2. ANDERSSON B, SCHARER P, SIMION M, BERGSTROM C. Ceramic implant abutments used for short-span fixed partial dentures: a prospective 2-year multicenter study. *Int J Prosthodont* 1999,12: 318-324
3. LÜTHY H, PIETROBON N, SISERA M, WOHLWEND A, LOEFFEL O. White esthetics. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1996,106: 896-908
4. WEGNER SM, KERN M. Long-term resin bond strength to zirconia ceramic. *J Adhes Dent* 2000,2: 139-147
5. SADOUN M, PERELMUTER S. Alumina-zirconia machinable abutments for implant-supported single-tooth anterior crowns. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1997,9: 1047-1053
6. McLAREN EA, WHITE SN. Glass-infiltrated zirconia/alumina-based ceramic for crowns and fixed partial dentures. *Pract Periodont Aesthet Dent* 1999,11: 985-994



Εικ. 11. Το διαβληννογόνιο επιεμφυτευματικό στήριγμα από ζirkονία της εικόνας 10, στην τελική του θέση.



Εικ. 12. Η τελική αποκατάσταση συγκολλημένη στο στόμα.

της ζirkονίας. Τα προβλήματα με την αλουμίνα είναι η μη ακτινοδιαπερατότητά της σε περιπτώσεις ακτινογραφικού ελέγχου, και η μειωμένη αντοχή στη θραύση^{26,27}. Μελέτες γύρω από το σχεδιασμό των εμφυτευμάτων οδήγησαν στο σχεδιασμό επιεμφυτευματικών στηριγμάτων από ζirkονία ενισχυμένων με τιτάνιο στο σημείο διασύνδεσης του διαβληννογόνιου στηρίγματος με το εμφύτευμα. Ο σχεδιασμός αυτός συνδύαζε την αισθητική με την αυξημένη αντοχή στη θραύση²⁸.

Στις εικόνες 10, 11 και 12 παρουσιάζεται περίπτωση αποκατάστασης του #21, με τοποθέτηση εμφυτεύματος και διαβληννογόνιου επιεμφυτευματικού στηρίγματος από ζirkονία.

ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΑ

Το τιτάνιο είναι, τα τελευταία 30 χρόνια, υλικό εκλογής για την κατασκευή οδοντικών οστε-

οενσωματούμενων εμφυτευμάτων²¹. Ο λόγος είναι η υψηλή βιοσυμβατότητα, η υψηλή αντοχή στη διάβρωση, οι πολύ καλές μηχανικές ιδιότητες και τα πολύ καλά ποσοστά επιτυχίας (95% σε 10 χρόνια)²⁹⁻³¹. Παρ' όλα αυτά, έρευνες καταδεικνύουν ανεπιθύμητες αντιδράσεις (πίν. 4). Πρέπει να σημειωθεί όμως, πως η κλινική απεικόνιση κάποιων ανεπιθύμητων αντιδράσεων δεν είναι εμφανής.

Η λύση είναι η κατασκευή εμφυτευμάτων εξ' ολοκλήρου από κεραμικά υλικά. Ο Sandhaus το 1968 αναφέρει για πρώτη φορά τα εμφυτεύματα C.B.S. (Crystalline Bone Screw) από οξείδιο του αλουμινίου, με ποσοστά επιτυχίας 25% μετά από 5 χρόνια παρακολούθησης³². Το 1987, πάλι ο Sandhaus ανέφερε το κεραμικό εμφύτευμα Cerasand, αλλά χωρίς περαιτέρω βιβλιογραφική αναφορά³³. Κανένα από τα δύο προαναφερθέντα εμφυτεύματα δεν είναι πλέον διαθέσιμο. Το 1976 ο Schulte και ο Heimke ανέφεραν το κεραμικό εμφύτευμα Tubingen Implant (Frialit I, Friadent, Mannheim, Germany) από οξείδιο του αλουμινίου για άμεση τοποθέτηση στην πρόσθια περιοχή³⁴. Δεν υπάρχουν πολλές βιβλιογραφικές αναφορές. Έρευνες έδειξαν πολύ καλή οστεοενσωμάτωση και επαφή με τους μαλακούς ιστούς³⁵. Είχε ποσοστά επιτυχίας 92,5% σε 10 χρόνια, χωρίς όμως καλές μηχανικές ιδιότητες σε μακροχρόνια φόρτιση, γι' αυτό αποσύρθηκε και αντικαταστάθηκε από το εμφύτευμα τιτανίου Frialit-II (Friadent, Mannheim, Germany)^{36,37}. Ένα άλλο εμφύτευμα από οξείδιο του αλουμινίου, το Bionit Implant, αναφέρθηκε από τους Muller, Piesold και Glien μόνο με in vivo έρευνες και χωρίς κλινικές μακροχρόνιες αναφορές³⁸.

Τα εμφυτεύματα ζirkονίου είναι διαθέσιμα είτε ως διφασικά, είτε ως μονοφασικά³⁹. Ένα μονοφασικό εμφύτευμα ζirkονίου αποτελείται από τρεις διακριτές περιοχές (εικ. 13): την περιοχή του κολοβώματος που εξυπηρετεί την ένθεση της προσθετικής αποκατάστασης, την περιοχή του διαβληννογόνιου επιεμφυτευματικού στηρίγματος που βοηθά στην εξασφάλιση του σωστού προφίλ ανάδυσσης και



Εικ. 13. Τα τρία μέρη από τα οποία αποτελείται ένα μονοφασικό εμφύτευμα ζirkονίου (White Sky, Bredent Medical, Senden, Germany).

Πίνακας 4. Ανεπιθύμητες αντιδράσεις από την τοποθέτηση εμφυτευμάτων

- ☞ Ύπαρξη υψηλών συγκεντρώσεων τιτανίου στο οστόν δίπλα στα εμφυτεύματα και στους τοπικούς ηεμφαδένες^{1,2}
- ☞ Γκριζάρισμα, ειδικά σε λεπτό βιότυπο ούλων¹
- ☞ Αλλεργικές αντιδράσεις ασθενών¹
- ☞ Αποκάθιση κεφαλής εμφυτεύματος λόγω¹:
 - ✓ υποχώρησης μαλακών ιστών
 - ✓ απορρόφησης του οστού
 - ✓ περιεμφυτευματικών βλαβών
- ☞ Ευαισθησία στο τιτάνιο λόγω ανίχνευσης μονοκλωνικών αντισωμάτων που καταδεικνύουν την ύπαρξη T-λεμφοκυττάρων και μακροφάγων³
- ☞ Αποτυχία των εμφυτευμάτων λόγω απειευθέρωσης τοξικών μεταλλικών ιόντων⁴

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ:

1. HEYDECKE G, SIERRAALTA M, RAZZOOG ME. Evolution and use of aluminum oxide single tooth implant abutments: a short review and presentation of two cases. *Int J Prosthodont* 2002,15: 488-493
2. BIANCO PD, DUCHEYNE P, CUCKLER JM. Local accumulation of titanium released from a titanium implant in the absence of wear. *J Biomed Mater Res* 1996,31: 227-234
3. LALOR PA, REVELL PA, GRAY AB, WRIGHT S, RAILTON GT, FREEMAN MA. Sensitivity to titanium. A cause of implant failure? *J Bone Joint Surg Br* 1991,73: 25-28
4. WIRZ J, WILL C. Metallgehalt des gesunden Kieferknochens. *Quintessenz* 1999,50: 815-820

την περιοχή του ενδοστικού τμήματος που αποτελείται από σπείρες και έχει αδροποιημένη επιφάνεια²³. Επισημαίνεται στην περίπτωση των μονοφασικών εμφυτευμάτων ζirkονίου, από τις εταιρείες κατασκευής τους, η ανάγκη ναρθηκοποίησής τους για την προστασία τους, με τη χρήση μεταβατικής αποκατάστασης η οποία συγκολλείται στα όμορα δόντια και δεν ασκεί καμία πίεση στο εμφύτευμα⁴⁰. Τα συστήματα εμφυτευμάτων που διαθέτουν εμφυτεύματα ζirkονίου, αναφέρονται στον πίνακα 5⁴¹.

Στις εικόνες 14 έως 20 παρουσιάζεται περίπτωση τοποθέτησης εμφυτεύματος ζirkονίου WhiteSky (Bredent, Medical, Senden, Germany) Ø 4,0 / L 12 στην περιοχή #25, σε ασθενή ηλικίας 29 ετών με ελεύθερο ιατρικό ιστορικό.

ΣΥΖΗΤΗΣΗ

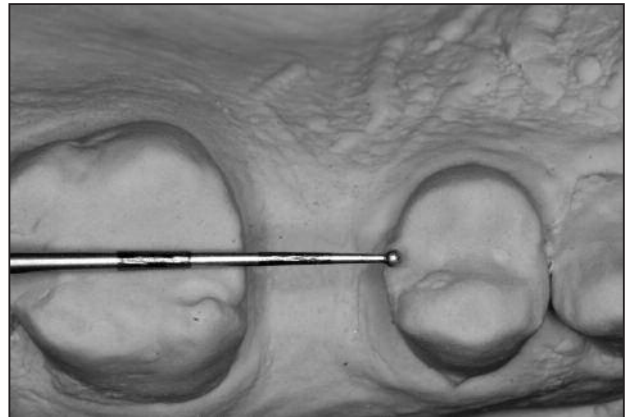
Όσον αναφορά στις ακίνητες προσθετικές αποκαταστάσεις, με τις τόσο υψηλές τιμές των μηχανικών της ιδιοτήτων δίνεται η δυνατότητα μείωσης του πάχους του σκελετού καθώς και κατασκευής ακίνητων προσθετικών αποκαταστάσεων στην οπίσθια περιοχή¹⁰. Καθ' όλη τη διάρκεια της αποκατάστασης, η συνεχής επικοινωνία και η καλή συνεργασία με το οδοντοτεχνικό εργαστήριο είναι απαραίτητη. Κάποιοι κατασκευαστές προτείνουν την κατασκευή αποκαταστάσεων πέντε τεμαχίων ή αποκαταστάσεων που καλύπτουν ολόκληρο το οδοντικό τόξο. Οι μεγαλύτερες των τριών τεμαχίων αποκαταστάσεις πρέπει να ερευνηθούν περαιτέρω.

Πίνακας 5. Συστήματα εμφυτευμάτων που διαθέτουν εμφυτεύματα ζirkονίου

Sigma Implant system (Incerned, Lausanne, Switzerland)
 CeraRoot system (Ceraroot, Barcelona, Spain)
 White Sky system (Bredent Medical, Senden, Germany)
 Z-Lock implant system (Z-systems, Konstanz, Germany)
 Zit-z ceramic implant (Ziterior GmbH, Uffenheim, Germany)



Εικ. 14. Μαστική άποψη του εκμαγείου μελέτης και ειδικά της περιοχής #25.



Εικ. 15. Διακρίνεται η απόσταση (7 χιλ.) μεταξύ των δοντιών #24 και #26, όπου θα τοποθετηθεί το εμφύτευμα ζρκονίου.



Εικ. 16. Εικόνα της κεντρικής τομής της αξονικής τομογραφίας της περιοχής του #25.

ρω ως προς την αξιοπιστία τους. Έρευνες των Sailer και συν., Raigrodsky και συν. και Tinschert και συν. δείχνουν ποσοστά επιτυχίας, των ακίνητων αποκαταστάσεων από ζρκονία, από 75% έως 100% σε 4,5 χρόνια⁴².

Για τα διαβήεννογόνια επιεμφυτευματικά στηρίγματα, εργασία των Scarano και συν. όσον αφορά στην προσκόλληση μικροβίων, κατέδειξε ότι ο βαθμός επικάλυψης επιεμφυτευματικών στηριγμάτων τιτανίου από βακτήρια ήταν 19,3%, ενώ των αντίστοιχων ζρκονίας, μόνο 12,2%¹. Επομένως, είναι μικρότερη η πιθανότητα εμφάνισης περιοδοντικής φλεγμονής και μικροδυσέδουσας μικροβίων. Σε κλινική μελέτη που έγινε από τους Glauser και συν. βρέθηκε ότι ο δείκτης πλάκας για το διαβήεννογόνο επιεμφυτευματικό στήριγμα ζρκονίου ήταν 0,4, ενώ για τα δόντια 0,5, και ο ουλικός



Εικ. 17. Εμφύτευμα ζρκονίου White Sky Bredent Ø 4,0 / L 12 (Bredent Medical, Senden, Germany) πριν από την τοποθέτησή του στο φρεάτιο.



Εικ. 18. Χειρουργική τοποθέτηση εμφυτεύματος ζρκονίας.



Εικ. 19. Εμφύτευμα μετά τη συρραφή του κρημνού και την αποκοπή του.



Εικ. 20. Η μεταβατική αποκατάσταση τοποθετημένη και συγκολλημένη, αμέσως μετά την αποκοπή του εμφυτεύματος.

δείκτης του ζirkονίου 0,7 ενώ για τα δόντια 0,9, καταδεικνύοντας ότι οι διαφορές ήταν ελάχιστες¹¹. Εκτός των προαναφερθέντων, τα κεραμικά διαβληννογόνια στηρίγματα από ζirkονία χαρακτηρίζονται και από υψηλή αισθητική, υψηλή βιοσυμβατότητα, χαμηλή θερμική αγωγιμότητα και υψηλή αντοχή στη διάβρωση⁴³.

Οι Butz και συν. και οι Glauser και συν. σε σχετικές έρευνες έδειξαν ότι όσον αφορά στην αντοχή στη θραύση, τα αποτελέσματα ήταν παρόμοια μεταξύ διαβληννογόνιων επιεμφυτευματικών στηριγμάτων ζirkονίου και τιτανίου^{43,44}. Έρευνες αναφέρουν ότι οι δυνάμεις που ασκούνται στην αισθητική ζώνη σε επιεμφυτευματικές αποκαταστάσεις είναι κατά μέσο όρο 206N για τη λειτούργική φόρτιση και 290N όσον αφορά στις μασητικές δυνάμεις. Έτσι, για μία επιτυχημένη αποκατάσταση πρέπει η αντοχή στη θραύση να είναι μεγαλύτερη αυτών των τιμών και να διατηρείται τουλάχιστον για 5 χρόνια⁴⁵.

Έρευνα in vitro των Kohal και συν., μετά από 1,2 εκατομμύρια κύκλους φόρτισης, που προσομοιάζει με 5 χρόνια άσκησης μασητικών δυνάμεων, καταδεικνύει πως τα διαβληννογόνια επιεμφυτευματικά στηρίγματα από ζirkονία ενισχυμένα με τιτάνιο έχουν την ίδια αντοχή με αυτά του τιτανίου και αποτελούν μία εναλλακτική αισθητική προσέγγιση σε περιπτώσεις αποκατάστασης στην αισθητική ζώνη⁴⁶. Κλινικές μελέτες έδειξαν 100% ποσοστά επιβίωσης διαβληννογόνιων επιεμφυτευματικών στηριγμάτων από ζirkονία¹¹ με 6 χρόνια παρακολούθησης και 93% έως 100% των αντίστοιχων από αλουμίνια με χρόνο παρακολούθησης από 1 έως 3 χρόνια⁴⁷.

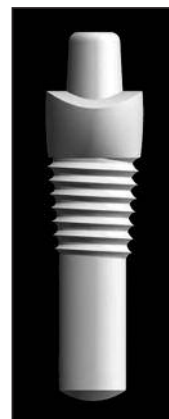
Η οστεοενσωμάτωση των εμφυτευμάτων της ζirkονίας, σε σχέση με αυτή των αντίστοιχων του

τιτανίου, βελτιώθηκε και πλέον είναι παρόμοια^{48,49}. Εμφυτεύματα ζirkονίου με αδροποιημένη επιφάνεια εμφανίζουν πολύ καλή αρχική σταθερότητα και οστεοενσωμάτωση⁵⁰. Τρισδιάστατη ανάλυση εμφυτευμάτων τιτανίου και εμφυτευμάτων με μερικώς σταθεροποιημένη με υπτρία ζirkονία, έδειξε παρόμοια κατανομή των τάσεων και στα δύο συστήματα⁴⁸.

Σε ερευνητική εργασία που έγινε σε 100 εμφυτεύματα CeraRoot system (Barcelona, Spain), (Εικ. 21) με δύο διαφορετικές αδροποιημένες επιφάνειες, 5 διαφορετικά σχέδια εμφυτευμάτων και 1 χρόνο παρακολούθησης, είχε 98% επιτυχία και 100% επιβίωση μετεγχειρητικά μετά από 1 μήνα. Τα δύο εμφυτεύματα που χάθηκαν είχαν τοποθετηθεί με σύγχρονη ανύψωση του εδάφους του ιγυμορείου²¹. Το συμπέρασμα της έρευνας ήταν πως τα εμφυτεύματα ζirkονίου με αδροποιημένη επιφάνεια είναι μία βιώσιμη εναλλακτική λύση και υπάρχει η ανάγκη εκπόνησης περισσότερων μελετών.

Συγκριτική μελέτη, που έγινε μεταξύ δύο διαφορετικών εμφυτευμάτων ζirkονίου και ενός τιτανίου έδειξε πως τα εμφυτεύματα ζirkονίου είχαν την ίδια οστεοενσωμάτωση με αυτά του τιτανίου, ακόμα και σε συνθήκες άμεσης φόρτισης⁵⁰.

Η ζirkονία, παρόλο που έχει εξαιρετικές μηχανικές ιδιότητες,



Εικ. 21. Εμφύτευμα ζirkονίου CeraRoot (Barcelona, Spain).

ενδέχεται να περιέχει ραδιοενεργά ισότοπα. Συγκεκριμένα, η εκπομπή της α-ακτινοβολίας ήταν ιδιαίτερα αυξημένη. Ειδικά σε οδοντικά οστεοενσωματούμενα εμφυτεύματα πρέπει να χρησιμοποιείται μόνο η ζirkονία με χαμηλά επίπεδα εκπομπής ακτινοβολίας⁵¹. Κάποιες από τις εταιρείες εμφυτευμάτων που έχουν διαθέσιμα εμφυτεύματα ζirkονίου, αναφέρουν πολύ χαμηλά επίπεδα εκπομπής α και β ακτινοβολίας, ενώ όσον αφορά στη γ-ακτινοβολία δεν ήταν ανιχνεύσιμη.

Παρ' όλα αυτά, υπάρχουν κάποιοι περιορισμοί στη χρήση της ζirkονίας⁵². Δεν χρησιμοποιείται όταν υπάρχει μειωμένος μεσοφραγματικός χώρος, (π.χ. κοντή κλινική μύλη), σε μεγάλη κάθετη πρόταση χωρίς την ύπαρξη οριζόντιας πρόταξης, σε ανταγωνιστές με υπερέκφυση, σε περίπτωση ύπαρξης προβόλων και σε άτομα με βρυγμό και παραλειπουργικές έξεις.

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Η εξέλιξη της CAD-CAM τεχνολογίας έκανε την κατασκευή των κεραμικών διαβηεννογόνιων επιεμφυτευματικών στηριγμάτων πιο εύκολη, πιο γρήγορη και πιο αποτελεσματική. Τα διαβηεννογόνια επιεμφυτευματικά στηρίγματα από ζirkονία, προσφέρουν άριστη αισθητική και ικανοποιητική στήριξη σε αποκαταστάσεις, τόσο στην πρόσθια αισθητική ζώνη, όσο και στην οπίσθια περιοχή, ειδικά σε λεπτό βιότυπο ούλων. Η ύπαρξη υγιών ιστών και σταθερού ύψους φατνιακής ακρολοφίας, είναι βασική προϋπόθεση για τη φυσιολογική αντίδραση των μαλακών και σκληρών ιστών γύρω από το κεραμικό υλικό. Η ανάπτυξη στη σύγχρονη εμφυτευματολογία θα κάνει πιθανή την κατασκευή πιο ανθεκτικών διαβηεννογόνιων στηριγμάτων και αποκαταστάσεων με βελτιωμένες μηχανικές ιδιότητες και χαμηλότερου κόστους. Αναφορικά με τα εμφυτεύματα ζirkονίου, τα αποτελέσματα είναι ενθαρρυντικά, αλλά απαιτείται περαιτέρω εκπόνηση μελετών πριν χρησιμοποιηθούν σε ευρεία κλίμακα στην καθημέρα κλινική πράξη.

SUMMARY

N. SOLDATOS, G. KONTAKIOTIS,
H. GOUSIAS, P. CHRISTOPOULOS,
I. MELAKOPOULOS

ZIRCONIA CERAMICS: PROPERTIES, CLINICAL OVERVIEW AND CASE REPORT.

STOMATOLOGIA 2009,66(1): 3-16

Zirconia (ZrO_2) is a ceramic material with adequate mechanical properties for manufacturing medical devices. Zirconia stabilized with Y_2O_3 has the best properties for these applications. For medical applications, a synthetically produced, highly pure zirconia is used. At high temperatures, zirconia (melting point $2680^\circ C$) shows a cubic structure, which transforms during cooling below $2370^\circ C$ into the tetragonal phase. Below $1170^\circ C$, the tetragonal phase shifts into the monoclinic phase. The aforementioned three phases are present in a common ZrO_2 crystal. Every transition between the different crystalline reticulations is due to a force on the zirconia interface, and this produces a volumetric change in the crystal where the stress is applied. From the tetragonal to monoclinic phases, the material shows a volume expansion of approximately 3% to 5%. By mixing ZrO_2 with other metallic oxides, such as MgO , CaO , or Y_2O_3 , great molecular stability can be obtained. Yttrium-stabilized zirconia, also known as tetragonal zirconia polycrystal, is presently the most studied combination. The physical properties of zirconia, such as opacity and white color, insure an ultimate esthetic result. Zirconia clinical applications are single crowns, fixed partial dentures, implant abutments, dental implants and post. The aim of the study is a review of published data according to zirconia as a biomaterial. Also, the description of the clinical applications in dentistry, emphasizing in fixed partial dentures, abutments and implants. In conclusion, zirconia implant abutments offer adequate support and perfect aesthetics. Healthy tissues and stable height of alveolar bone are basic conditions for physical reaction around this ceramic material. The development of Implantology will make possible the construction

of resistant implant abutments with better mechanical properties and low cost. Although first experimental data are encouraging, long term clinical data are necessary before one-piece zirconia implants can be recommended for daily practice.

KEY WORDS: Zirconia, Three phases, Opacity, Abutments, Dental implants, Fixed partial dentures.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. MANICONE PF, IOMMETTI PR, RAFFAELLI L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent* 2007,35: 819-826
2. KOHAL RJ, KLAUS G. A zirconia implant-crown system: a case report. *Int J Periodont Restor Dent* 2004,24: 147-153
3. ΤΑΓΜΑΤΑΡΧΗΣ Α. Χαρακτηρισμός της διεπιφάνειας οδοντιατρικών κεραμικών επικαλύψεων επί ενισχυμένων οηοκεραμικών υποστρωμάτων. *Διδακτορική διατριβή, Αθήνα, Οδοντιατρική Σχολή, Τομέας Προσθετολογίας, 2005*
4. HULBERT SF, MORRISON SJ, KLAUITTER JJ. Tissue reaction to three ceramics of porous and non-porous structures. *J Biomed Mater Res* 1972,6: 347-374
5. GARVIE RC, URBANI C, KENNEDY DR, MCNEUER JC. Biocompatibility of magnesia partially stabilized zirconia (Mg-Psz) ceramics. *J Mater Sci* 1984,19: 3224-3228
6. DION I, BORDENAVE L, LEVEBRE F. Physico-chemistry and cytotoxicity of ceramics. *J Mater Sci Mater Med* 1994,5: 18-24
7. LOHMANN CH, DEAN DD, KOSTER G, CASASOLA D, BUCHHORN GH, FINK U. Ceramic and PMMA particles differentially affect osteoblast phenotype. *Biomater* 2002,23: 1855-1863
8. CARNICI F, PEZZETTI F, VOLINIA S, FRANCIOSO F, ARCELLI D, FARINA E. Zirconium oxide: analysis of MG63 osteoblast-like cell response by means of a microarray technology. *Biomater* 2004,25: 215-228
9. GARVIE RC, HANNINK RH, PASCOE RT. Ceramic steel. *Nature* 1975,258: 703-704
10. DENRY I, KELLY JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008,24: 299-307
11. GLAUSER R, SAILER I, WOLHLWEND A, STUDER S, SCHIBLI M, SCHARER P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont* 2004,17: 285-290
12. GUPTA TK, LANGE FF, BECHTOLD JH. Effect of stress-induced phase transformation on the properties of polycrystalline zirconia containing metastable tetragonal phase. *J Mater Sci* 1978,13: 1464-1470
13. THOMPSON I, RAWLINGS RD. Mechanical behavior of zirconia and zirconia toughened alumina in a simulated body environment. *Biomater* 1990,11: 505-508
14. CALES B. Zirconia is a sliding material: histologic, laboratory and clinical data. *Clin Orthop* 2000,1: 94-112
15. CLARKE IC, MANAKA M, GREEN DD, WILLIAMS P, PEZZOTTI G, KIM YH et al. Current status of zirconia used in total hip implants. *J Bone Joint Surg Am* 2003,85 (Suppl 4): 73-84
16. GUZZATO M, ALBACRY M, RINGER SP, SWAIN MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* 2004,20: 449-456
17. CALES B, STEFANI Y, LILLEY E. Long-term in vivo and in-vitro aging of a zirconia ceramic used in orthopaedy. *J Biomed Mater Res* 1994,28: 619-624
18. ARDLIN BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater* 2002,18: 590-595
19. CHEVALIER J, DEVILLE S, MUNCH E, JULLIAN R, LAIR F. Critical effect of cubic phase on aging in 3% mol yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomater* 2004,25: 5539-5545
20. HUANG H. Machining characteristics and surface integrity of yttria stabilized tetragonal zirconia in high speed deep grinding. *Mater Sci Eng A Struct* 2003,345: 155-163
21. OLIVA J, OLIVA X, OLIVA J. One year follow-up of first consecutive 100 zirconia dental implants in humans: a comparison of 2 different rough surfaces. *Int J Oral Maxillofac Impl* 2007,22: 430-435
22. INGBER A, PRESTIPINO V. High strength ceramic abutment provides esthetic functional alternative. *Dent Implantol Update* 1991,2: 70-72
23. HEYDECKE G, SIERRAALTA M, RAZZOOG ME. Evolution and use of aluminum oxide single tooth implant abutments: a short review and presentation of two cases. *Int J Prosthodont* 2002,15: 488-493
24. CHRISTEL P, MEUNIER A, HELLER M, TORRE JR, PEILLE CN. Mechanical properties and short term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res* 1989,23: 45-61
25. GUZZATO M, QUASH L, ALBAKRY M, SWAIN MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 2005,33: 9-18

26. ANDERSSON B, SCHAEERER P, SIMION M, BERGSTROM C. Ceramic implant abutments used for short-span fixed partial dentures: a prospective 2-year multicenter study. *Int J Prosthodont* 1999,12: 318-324
27. CHO HW, DONG JK, JIN TH, OH SC, LEE JW. A study on the fracture strength of implant-supported restorations using milled ceramic abutments and all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 2002,15: 9-13
28. BRODBECK U. The ZiReal Post: a new ceramic implant abutment. *J Esthet Restor Dent* 2003,15: 10-23
29. KASEMO B, LAUSMAA J. Biomaterial and implant surfaces: a surface science approach. *Int J Oral Maxillofac Impl* 1988,3: 247-259
30. ADELL R, ERIKSSON B, LEKHOLM U, BRANEMARK P-I, JEMT T. A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Impl* 1990,5: 347-359
31. BUSER D, MERICSKE - STERN R, BERNARD JP, BEHNEKE A, BECHNEKE N, HIRT HP et al. Long term evaluation of non-submerged ITI implants. Part I: 8-year life table analysis of a prospective multicenter study with 2359 implants. *Clin Oral Impl Res* 1997,8: 161-172
32. SANDHAUS S. Technique and instrumentation of the implant C.B.S. *Inf Odontostomatol* 1968,4: 19-24
33. SANDHAUS S. The Cerasand endosseous implant. *Act Odontostomatol* 1987,41: 607-626
34. SCHULTE W, HEIMKE A. Das Tubinger Sofort-Implantat. *Quintessenz* 1976,27: 17-23
35. ANNEROTH G, ERICSSON AR, ZETTERQVIST L. Tissue integration of Al₂O₃ ceramic dental implants (Frialit) - a case report. *Swen Dent J* 1990,14: 63-70
36. WAGNER W, TETSCH P, BOSSLER L. Prior clinical experience with the Tübingen Frialit implant type. *Dtsch Zahnarzt Z* 1981,36: 585-590
37. D'HOEDT B. 10 Jahre Tubinger Implantat aus Frialit. Eine Zwischenbewertung der Implantatdatei. *Z Zahnarztl Implantol* 1986,41: 1068-1072
38. De WIJS FL, Van DONGEN RC, De LANGE G, De PUTTER C. Front tooth replacement with Tübingen (Frialit) implants. *J Oral Rehabil* 1994,21: 11-26
39. KOHAL RJ, KLAUS G. A zirconia implant-crown system: a case report. *Int J Periodont Restor Dent* 2004,24: 147-153
40. VOLZ U, BLASCHKE C. Metal-free reconstructions with zirconia implants and zirconia crowns. *Quintessence J Dent Technol* 2004,2: 324-330
41. KOHAL RJ, ATT W, BACHLE M, BUTZ F. Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontology* 2000 2008,47: 224-243
42. SAILER I, PJETURSSON B, ZWAHLEN M, HAMMERLE CHF. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: fixed dental prostheses. *Clin Oral Impl Res* 2007,18 (Suppl 3): 86-96
43. BUTZ F, HEYDECKE G, OKUTAN M, STRUB JR. Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation. *J Oral Rehabil* 2005,32: 838-843
44. GLAUSER R, SAILER I, WOHLWEND A, STUDER S, SCHIBLI M, SCHARER P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont* 2004,17: 285-290
45. HARALDSON T, CARLSSON GE, INGERVALL B. Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implant bridges. *Acta Odontol Scand* 1979,37: 195-206
46. ANDERSSON B, TAYLOR A, LANG BR, SCHELLER H, SCHAEERER P, SORENSEN JA et al. Alumina ceramic implant abutments used for single tooth replacement: a prospective 1 to 3 year multicenter study. *Int J Prosthodont* 2001,14: 432-438
47. FRANCHI M, ORSINI E, TRIRE A, QUARANTA M, MARTINI D, PICCARI GG et al. Osteogenesis and morphology of the peri-implant bone facing dental implants. *Scientific World J* 2004,4: 1083-1085
48. KOHAL RJ, WENG D, BACHLE M, STRUB JR. Loaded custom-made zirconia and titanium implants show similar osseointegration: an animal experiment. *J Periodontol* 2004,75: 1262-1268
49. SENNERBY L, DASMAH A, LARSSON B, IVERHED M. Bone tissue responses to surface modified zirconia implants: a histomorphometric and removal torque study in rabbit. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005 (Suppl 1): 13-20
50. KOHAL RJ, PAPAVALIOU G, KAMPOSIOA P, TRIPODAKIS A, STRUB JR. Three-dimensional computerized stress analysis of commercially pure titanium and yttrium stabilized zirconia implants. *Int J Prosthodont* 2002,15: 189-194
51. FISCHER-BRANDIES E, PRATZEL H, WENDT T. Radioactive burden resulting from zirconia implants. *Dtsch Zahnarztl Z* 1991,46: 688-690
52. NEUGEBAUER J, WEINLANDER M, LECOVIC et al. Immediate loading of ceramic implants with various surfaces and designs. *Academy of Osseointegration, Annual Meeting, March 8-10, 2007, San Antonio, TX*

ΔΙΕΥΘΥΝΣΗ ΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΑΣ:

Σολδάτος Νίκος

Αθήνα Παναγούλη 3β

151 27 Μετρίσια

ΑΘΗΝΑ