

Ο ΡΟΛΟΣ ΤΟΥ ΣΥΝΘΕΤΙΚΟΥ ΠΟΡΩΔΟΥΣ ΚΕΡΑΜΙΚΟΥ ΩΣ ΟΣΤΙΚΟ ΥΠΟΚΑΤΑΣΤΑΤΟ ΣΤΗ ΣΠΟΝΔΥΛΟΔΕΣΙΑ

Ι.Κ. ΤΡΙΑΝΤΑΦΥΛΛΟ-ΠΟΥΛΟΣ

Τα οστικά μοσχεύματα χρησιμοποιούνται ευρέως στη χειρουργική του μυοσκελετικού συστήματος ως ενισχυτικά της πωρώσεως των οστών. Για 100 και πλέον χρόνια η χρήση του αυτόλογου σπογγώδους οστού αποτελούσε τη μέθοδο εκλογής, αφού εξασφάλιζε τις τρεις βασικές ιδιότητες για την επίτευξη της οστικής αναγέννησης: την οστεοεπαγωγή (osteoiduction), την οστεοκαθοδήγηση (osteoiduction) και το οστεογενετικό δυναμικό (osteoidgenesis)¹. Το αυτόλογο μόσχευμα φλοιώδους οστού παρέχει τις τρεις ανωτέρω ιδιότητες σε περιορισμένο βαθμό, αλλά εξασφαλίζει και μια τέταρτη ιδιότητα, τη δομική ακεραιότητα (structural integrity), που είναι σημαντική για την πλήρωση των μεγάλων οστικών ελλειμμάτων¹.

Παρόλα αυτά, τα αυτομοσχεύματα παρουσιάζουν αρκετά προβλήματα και επιπλοκές, όπως παράταση του χειρουργικού χρόνου και της αναισθησίας, μεγαλύτερη απώλεια αίματος και μη εξασφάλιση επαρκών ποσοτήτων για την πλήρωση των μεγάλων οστικών ελλειμμάτων^{2,4}. Επίσης, στην περιοχή λήψης του μοσχεύματος είναι δυνατό να εμφανιστεί άλγος, φλεγμονή, αιμάτωμα, διαταραχές της επούλωσης και της αισθητικής του δέρματος⁵⁻¹⁰. Τέλος, κατάγμα στην περιοχή λήψης του αυτομοσχεύματος, αστάθεια της πυέλου και έκτοπη οστεοποίηση παρατηρούνται σε ποσοστό 5%³.

Τα ανωτέρω έκαναν επιτακτική την ανάγκη χρησιμοποίησης σπογγωδών και φλοιωδών αλλομοσχευμάτων, τα οποία όμως, παρόλο που είναι διαθέσιμα σε μεγάλες ποσότητες, παρουσιάζουν χαμηλότερο οστεογενετικό δυναμικό από τα αυτομοσχεύματα^{6,9,11}. Επιπλέον, στις πιθανές επιπλοκές τους περιλαμβάνονται η μετάδοση λοιμωδών νοσημάτων και η ανοσολογική αντίδραση του ξενιστή¹.

Η δημιουργία κεραμικών εμφυτευμάτων, ξενομοσχευμάτων, κυττάρων μυελού του οστών, ακρυλικών προθέσεων ή και συνδυασμού αυτών έκανε δυνατή την εφαρμογή τους στην αναδόμηση ή την αναπλήρωση των σκελετικών ελλειμμάτων, στην ενίσχυση της οστεοσύνθεσης των καταγμάτων, στην ενίσχυση των αρθροδέσεων και στην ευόδωση της πώρωσης των ψευδαρθρώσεων. Κανένα, όμως, από τα εμφυτεύματα αυτά δεν εξασφαλίζει και τις τρεις ιδιότητες της οστικής αναγέννησης, ενώ η κλινική τους εφαρμογή καθορίζεται από τις ιδιαίτερες δομικές και λειτουργικές τους ιδιότητες (Πίνακας 1)¹.

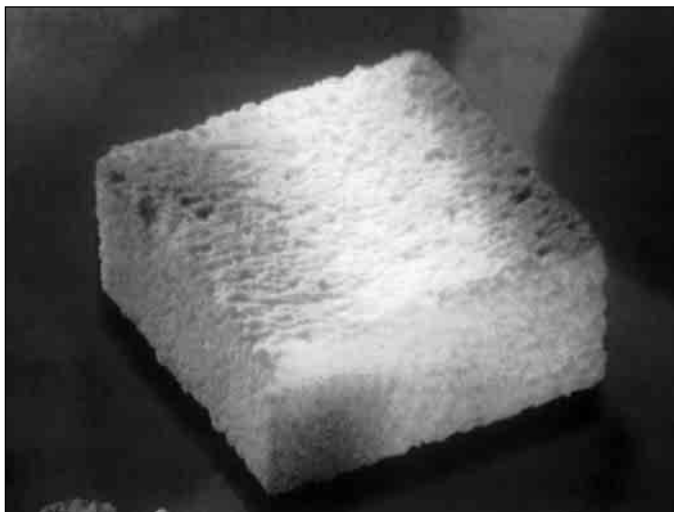
Η χρήση των εμφυτευμάτων είναι διαδεδομένη και στη χειρουργική της σπονδυλικής στήλης, όπου η δομική και βιολογική υποβοήθηση της σπονδυλοδεσίας παρουσιάζουν συνεχώς αυξανόμενο ενδιαφέρον. Τα τελευταία χρόνια έχουν χρησιμοποιηθεί αρκετοί τύποι κεραμικών υλικών ως υποκατάστατα των οστικών αυτομοσχευμάτων, ενώ ένας μεγάλος αριθμός υλικών που βασίζονται στο φωσφορικό ασβέστιο βρίσκεται υπό πειραματική μελέτη και κλινική παρακολούθηση σε όλο τον κόσμο (Πίνακας 2).

Πίνακας 1. Ιδιότητες των οστικών υποκατάστατων

ΜΟΣΧΕΥΜΑ	ΟΣΤΕΟ- ΚΑΘΟΔΗΓΗΣΗ	ΟΣΤΕΟ- ΕΠΑΓΩΓΗ	ΟΣΤΕΟ- ΓΕΝΕΤΙΚΟ ΔΥΝΑΜΙΚΟ	ΑΝΟΣΟΛΟΓΙΚΗ ΑΝΤΙΔΡΑΣΗ	ΝΟΣΗΡΟΤΗΤΑ ΣΤΗΝ ΠΕΡΙΟΧΗ ΛΗΨΗΣ ΤΟΥ ΜΟΣΧΕΥΜΑΤΟΣ	ΑΝΤΟΧΗ ΣΕ ΑΜΕΣΗ ΦΟΡΤΙΣΗ
Σπογγώδες αυτομόσχευμα	++++	++	+++	-	+	-
Φλοιώδες αυτομόσχευμα	+	±	±	-	+	++
Νωπό αλλομόσχευμα	+	±	-	++	-	++
Κατεψυγμένο αλλομόσχευμα	+	±	-	+	-	++
Λυοφιλοποιημένο αλλομόσχευμα	+	±	-	±	-	+
Κεραμικά	+	-	-	-	-	±
Κεραμικά υλικά με κύτταρα μυελού των οστών	++	±	++	-	-	-
Απομεταλλοποιημένη οστική θεμελία ουσία	+	++	-	-	-	-
Κύτταρα μυελού οστών	-	±	++	-	-	-

Πίνακας 2. Κεραμικά υλικά που χρησιμοποιούνται ως οστικά υποκατάστατα

Σκεύασμα	Χημική σύσταση	Εταιρεία	Εφαρμογή
Synthograft	TCP	Johnson & Johnson, Sommerville, NJ	Βιοαποδομήσιμα σφαιρίδια για μη φορτιζόμενες επιφάνειες, όπως περιοδοντικά ελλείμματα
Augmen	TCP	Miter, Worthington, Ohio	
Orthograft	TCP	DePuy, Warsaw, IN	
Hapset	TCP	Lifecore Biomedical, Chaska, MN	Πολτός χρησιμοποιούμενος σε εξαγωγές οδόντων
Osteogen	Συνθετικός HA	Impladent, Holliswood, NY	Μη βιοαποδομήσιμα σφαιρίδια για μη φορτιζόμενες επιφάνειες, όπως περιοδοντικά ελλείμματα
ProOsteon	Κοραλλιογενής HA	Interpore International, Irvine, CA	
Triosite	HA 60% + β-TCP 40%	Zimmer, Swindon, UK	Διφασικό κεραμικό υλικό για σπονδυλοδεσίες
Collagraft	HA 65%+TCP 35% σε συνδυασμό με βόειο κολλαγόνο τύπου I 95% και τύπου II 5%	Zimmer, Warsaw, IN	Ταινίες συνδυαζόμενες με αυτόλογο αίμα για σπονδυλοδεσίες και οστικά ελλείμματα
Perioglass	A bioglass	US Biomaterials, Alachua, FL	Μη αποδομήσιμα ή βραδέως αποδομήσιμα σφαιρίδια για οδοντοφατνιακή χρήση
Biogran	A bioactive glass	Orthovita, Malvern, PA	



Εικόνα 1. Τα συνθετικά πορώδη κεραμικά διατίθενται στο εμπόριο σε διάφορα μεγέθη και σχήματα.

ΤΥΠΟΙ ΚΕΡΑΜΙΚΩΝ ΥΛΙΚΩΝ

Τα κεραμικά υλικά διακρίνονται σε αδρανή ή ανενεργά (bioinert), όπως αυτά από οξείδιο του αργιλίου [XCaOP_2O_5] και πυροφωσφορικό ασβέστιο [$\text{Ca}_2\text{P}_2\text{O}_7$], και σε βιοενεργά (bioactive), όπως ο υδροξυαπατίτης (hydroxyapatite - HA) [$\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$] και το φωσφορικό ασβέστιο (tricalcium phosphate-TCP) [$\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$]¹².

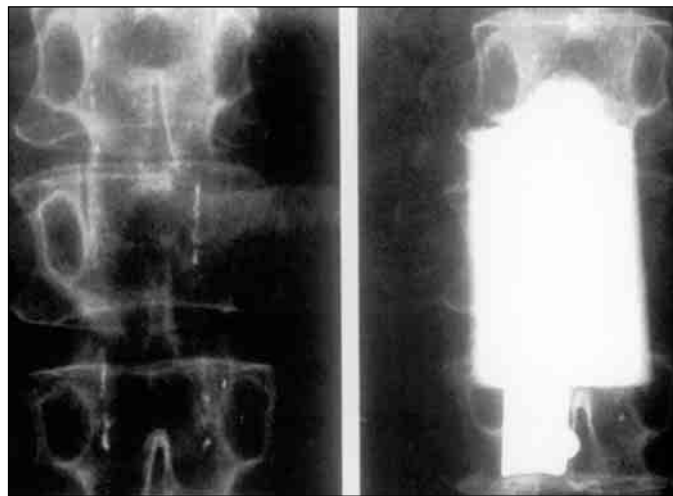
Το οξείδιο του αργιλίου είναι βιολογικά αδρανές, μη βιοδιασπώμενο ή βιοαπορροφήσιμο και δε σχηματίζει ισχυρό βιολογικό δεσμό με το οστό. Αντίθετα, παρουσιάζει καλύτερη εμβιομηχανική αντοχή από τον υδροξυαπατίτη και έχει χρησιμοποιηθεί κυρίως σε ασθενείς με μεταστατικό καρκίνο ή μυέλωμα της αυχενικής μοίρας της σπονδυλικής στήλης^{13,14}.

Τα πλέον χρησιμοποιούμενα σήμερα είναι τα βιοενεργά κεραμικά εμφυτεύματα. Αποτελούνται από υδροξυαπατίτη (HA) ή φωσφορικό ασβέστιο (TCP) ή συνδυασμό των δύο. Πρόκειται για εύθραυστα υλικά με διαφορές στη χημική σύνθεση και την κρυσταλλική δομή τους. Επιτρέπουν το μετεγχειρητικό έλεγχο με μαγνητική τομογραφία, γιατί είναι μη μαγνητικά. Τα βιοϋλικά αυτά παράγονται και κυκλοφορούν στο εμπόριο είτε ως πορώδη είτε ως συμπαγή υλικά, κατά δομική αναλογία του σπογγώδους οστού (εικόνα 1).

ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ ΤΩΝ ΚΕΡΑΜΙΚΩΝ ΥΛΙΚΩΝ

Οστεοκαθοδήγηση και ευθραυστότητα

Οι πειραματικές μελέτες αναδεικνύουν ότι τα κεραμικά υλικά έχουν ανάλογη εμβιομηχανική συμπεριφορά με τα οστικά αυτομοσχεύματα και ίσως ταχύτερη οστεοενσωμάτωση. Κύρια ιδιότητα των κεραμικών εμφυτευμάτων αποτελεί η οστεοκαθοδήγηση (εικόνα 2), ενώ κύριο μειονέ-



Εικόνα 2. Τα συνθετικά πορώδη κεραμικά χρησιμοποιούνται στις σπονδυλοδεσίες τόσο για την οστεοκαθοδήγηση όσο και για την πλήρωση των οστικών κενών.

κτημά τους η ευθραυστότητα. Οι πρώτες πειραματικές μελέτες με συνθετικό φωσφορικό ασβέστιο απέδειξαν ότι η παρεκτόπιση, το κάταγμα ή η θραύση του μοσχεύματος, αλλά και η οστεοενσωμάτωσή του εξαρτώνται από τη δομή του υλικού, εάν δηλαδή είναι πορώδες ή συμπαγές. Σήμερα, είναι γνωστό ότι όσο αυξάνεται η πορώδης δομή ενός υλικού, τόσο αυξάνεται η ικανότητα για ανάπτυξη νέου οστού εντός του μοσχεύματος, ενώ αντίθετα μειώνεται η αντοχή του στη συμπίεση¹⁵. Έτσι, τα συμπαγή υλικά παραμένουν μεν ακέραια, αλλά είναι δυνατό να περικρακωθούν από ινώδη συνδετικό ιστό. Αντίθετα, τα πορώδη κεραμικά έχουν καλή οστεοκαθοδήγηση και ανάπτυξη νέου οστού εντός της δομής τους, αλλά είναι πιθανό να υποστούν θραύση¹⁶. Επομένως, ο συνδυασμός αυτών των δύο δομών και η αναλογία τους στην αρχιτεκτονική ενός κεραμικού εμφυτεύματος ίσως αποτελούν τη χρυσή τομή για την εξασφάλιση ικανοποιητικής οστεοεπαγωγής και αντοχής του υλικού.

Σε κλινικές μελέτες έχει διαπιστωθεί ότι το TCP ανακατασκευάζεται καλύτερα από τον HA λόγω της πορώδους συστάσεώς του, αλλά εμβιομηχανικά είναι λιγότερο ισχυρό, γιατί απορροφάται ταχύτερα (σε 6 περίπου εβδομάδες από την εφαρμογή του). Έτσι, το TCP δεν είναι ιδανικό για την εφαρμογή συμπίεστικών δυνάμεων, σε αντίθεση με το HA¹. Τα κεραμικά εμφυτεύματα είναι εύθραυστα και παρουσιάζουν μικρή αντοχή σε δυνάμεις εφελκυσμού. Το μειονέκτημα αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι οι οστεώνες που αναπτύσσονται μέσα στους πόρους του υλικού δεν αντιστοιχούν στον άξονα φορτίσεων της περιοχής εμφύτευσης και ο ρυθμός πώρωσης είναι βραδύς. Έτσι, όταν απαιτείται εφαρμογή σημαντικών δυνάμεων ενσφρήνωσης, στρόφης, κάμψης και διάτμησης, η χρήση τους δεν είναι

αποτελεσματική¹⁷.

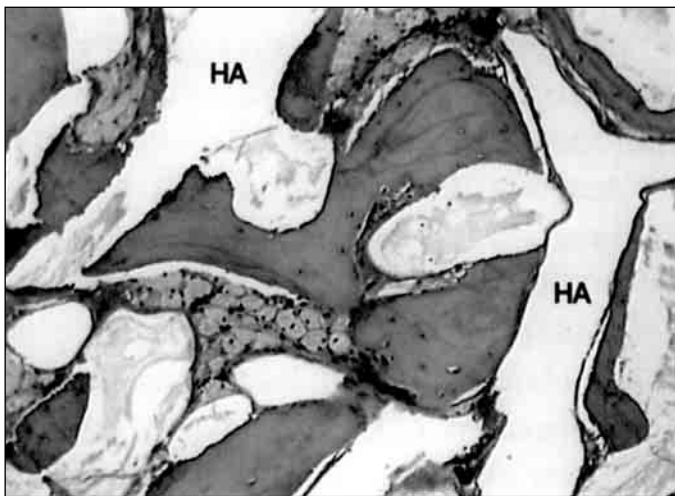
Παρόλα αυτά, οι μηχανικές ιδιότητες των πορώδων εμφυτευμάτων φωσφορικού ασβεστίου είναι συγκρίσιμες με αυτές του σπογγώδους οστού, εφόσον έχουν υποστεί ενσωμάτωση και ανακατασκευή. Επομένως, τα κεραμικά εμφυτεύματα πρέπει να προστατεύονται από την επίδραση φορτίων έως την εσωτερική οστική κατασκευή τους. Κατά την περίοδο αυτή απαιτείται άκαμπτη οστεοσύνθεση και αποφυγή φόρτισης, καθώς τα κεραμικά υλικά αντέχουν ελάχιστες καμπτικές και στροφικές δυνάμεις πριν τη μηχανική αποτυχία.

Οστεοεπαγωγή

Τα ίδια τα κεραμικά εμφυτεύματα δεν έχουν οστεοεπαγωγικές ιδιότητες. Έχει, όμως, παρατηρηθεί ότι ο ΗΑ παρουσιάζει σημαντική χημική συγγένεια με τοπικούς αυξητικούς παράγοντες που επηρεάζουν την αναγεννητική διαδικασία. Το τοπικό αιμάτωμα περιέχει παράγοντες που ευοδώνουν το σχηματισμό νέου οστού, καθώς το κεραμικό εμφύτευμα, ιδιαίτερα το εμφύτευμα πορώδους συστάσεως, δρα οστεοκαθοδηγητικά, δηλαδή παρέχει τη δομική υποστήριξη για νεοαγγείωση και οστεοβλαστική δράση¹⁸.

Βιοδιάσπαση και βιοαπορρόφηση

Η χημική σύσταση του κεραμικού εμφυτεύματος επηρεάζει τη βιοαπορρόφηση του. Επίσης, το σχήμα και η αρχιτεκτονική του επηρεάζουν το ρυθμό απορρόφησης. Έτσι, όσο μεγαλύτερη είναι η ελεύθερη επιφάνεια, τόσο μεγαλύτερη και η βιοαπορρόφηση. Τα συμπαγή κεραμι-



Εικόνα 3. Αφαλατωμένο παρασκεύασμα τεμαχιδίου πορώδους υδροξυαπατίτη (Interpore 500, Irvine, CA), το οποίο χρησιμοποιήθηκε για την πλήρωση οστικού ελλείματος. Παρά την προχωρημένη αποδόμηση του υδροξυαπατίτη, είναι εμφανής η εναπόθεση νέου οστού στην επιφάνειά του (χρώση αιματοξυλίνης και πωσίνης, μεγέθυνση X125).

κά υλικά με μικρές ελεύθερες επιφάνειες βιοδιασπώνται πιο αργά από τα πορώδη εμφυτεύματα. Μελέτες έχουν αποδείξει ότι το TCP, που είναι περισσότερο πορώδες από τον ΗΑ, υφίσταται βιολογική διάσπαση 10 έως 20 φορές ταχύτερα από τον ΗΑ¹². Αξίζει να σημειωθεί ότι ένα τμήμα του TCP μετά την εμφύτευση στον ξενιστή μετατρέπεται σε ΗΑ και έτσι διασπάται αργά. Τα κύτταρα που απορροφούν τον υδροξυαπατίτη είναι τα γιγαντοκύτταρα και όχι οι οστεοκλάστες. Τα κύτταρα αυτά παύουν να λειτουργούν, όταν απορροφήσουν 2 έως 10μm ΗΑ. Έτσι, μεγάλα εμφυτεύματα ΗΑ παραμένουν στη θέση τους για διάστημα άνω των 10 ετών (εικόνα 3)^{19,20}.

ΕΠΙΠΛΟΚΕΣ ΤΩΝ ΚΕΡΑΜΙΚΩΝ ΥΛΙΚΩΝ

Τα κεραμικά υλικά δεν παρουσιάζουν πρώιμες επιπλοκές, όπως φλεγμονή ή αντίδραση του ξενιστή προς το ξένο σώμα^{19,21}. Παρόλα αυτά, μικρά κοκκία του υλικού ενοχοποιούνται για την έναρξη γιγαντοκυτταρικής αντίδρασης προς το ξένο σώμα, γεγονός που οδηγεί σε μερική απορρόφηση αυτού. Η ακτινολογική απεικόνιση των κεραμικών υλικών διαρκεί μεγάλο χρονικό διάστημα, λόγω της αποτυχίας της πλήρους ανακατασκευής τους. Η επίμονη πυκνή ακτινογραφική απεικόνιση δεν επιτρέπει τον καθορισμό του βαθμού οστικής παραγωγής και ενσωμάτωσης εντός του μοσχεύματος²². Το TCP ως περισσότερο βιοδιασπώμενο είναι λιγότερο ακτινοσκοπικό και εμφανίζει μεγαλύτερου βαθμού οστεοενσωμάτωση.

Η ΧΡΗΣΗ ΤΟΥ ΣΥΝΘΕΤΙΚΟΥ ΠΟΡΩΔΟΥΣ ΚΕΡΑΜΙΚΟΥ ΣΤΗ ΣΠΟΝΔΥΛΟΔΕΣΙΑ

Τα κεραμικά εμφυτεύματα φωσφορικού ασβεστίου είναι πλέον γνωστά για την ασφάλειά τους ως προς τη μετάδοση νοσημάτων, όπως η ηπατίτιδα και το Aids, την απουσία αλλεργικών και ανοσολογικών αντιδράσεων καθώς και για την άριστη οστεοενσωμάτωσή τους. Με τη σημερινή μορφή τους προσφέρουν οστεοκαθοδήγηση, επιτρέποντας την ανάπτυξη νέου οστού από το ήδη υπάρχον παρακείμενο οστό. Παρόλα αυτά, δεν προσφέρουν οστεοεπαγωγή, δηλαδή διέγερση των αρχέγονων μεσεγχυματικών κυττάρων και διαφοροποίησή τους σε οστεοβλάστες, αλλά ούτε παρουσιάζουν και οστεογενετικό δυναμικό, δηλαδή δεν περιέχουν ζωντανά κύτταρα ικανά να σχηματίσουν νέο οστό.

Ο ρόλος τους στη χειρουργική της σπονδυλικής στήλης εδράζεται στον περιορισμό των επιπλοκών από τη χρήση του αυτόλογου οστικού μοσχεύματος. Τα εμφυτεύματα αυτά συμπληρώνουν την περιορισμένη ποσότητα του αυτόλογου μοσχεύματος σε μεγάλες σπονδυλοδεσίες. Στη χειρουργική της σκολίωσης της σπονδυλικής στήλης τα αποτελέσματα έχουν ήδη αρχίσει να ανακοινώνονται. Σε

κλινική μελέτη 58 ασθενών ηλικίας 13-25 ετών, με ιδιοπαθή σκολίωση, πραγματοποιήθηκε οπίσθια σπονδυλοδεσία με σύστημα Cotrel - Dubousset²³. Σε 30 ασθενείς χρησιμοποιήθηκαν τοπικά μοσχεύματα από την αποφλοίωση και αυτομοσχεύματα από τα λαγόνια οστά, ενώ στους υπόλοιπους 28 χρησιμοποιήθηκαν πορώδη κεραμικά φωσφορικού ασβεστίου (Triosite, Zimmer, France). Τα εμφυτεύματα αποτελούνταν 60% από HA και 40% από TCP, με 50% πορώδες υλικό και πόρους διαμέτρου 400-600 μm . Το μέγεθος των εμφυτευμάτων ήταν 5X5X10 mm και 5X5X20 mm. Η μέση μετεγχειρητική παρακολούθηση διήρκεσε 2 έτη. Δεν παρατηρήθηκαν νευρολογικές ούτε διεγχειρητικές ή άμεσες μετεγχειρητικές επιπλοκές. Άλγος στην περιοχή λήψης του αυτομοσχεύματος παρουσιάστηκε στους μισούς ασθενείς και είχε διάρκεια 6 μηνών. Ένας ασθενής παρουσίασε φλεγμονή και τρεις καθυστέρηση της επούλωσης στην περιοχή λήψης του μοσχεύματος. Οι μετεγχειρητικές ακτινογραφίες ανέδειξαν προοδευτική ενσωμάτωση του κεραμικού εμφυτεύματος και τα όρια του κεραμικού υλικού κατέστησαν ασαφή στους 12 μήνες. Δεν υπήρχε στατιστικώς σημαντική διαφορά στις ακτινολογικές παραμέτρους των δύο ομάδων. Η διόρθωση της γωνίας Cobb, της θωρακικής κύφωσης και της οσφυικής λόρδωσης παρέμεινε ικανοποιητική στο διάστημα των 2 ετών, χωρίς διαφορά στις δύο ομάδες.

Σε μία άλλη πολυκεντρική κλινική μελέτη 351 ασθενών, ηλικίας 11-25 ετών, με ιδιοπαθή σκολίωση, τα αποτελέσματα της χρήσης του πορώδους κεραμικού υλικού ήταν ικανοποιητικά¹⁸. Σε 184 ασθενείς πραγματοποιήθηκε οπίσθια σπονδυλοδεσία με σύστημα Cotrel-Dubousset και σε 157 με σύστημα Harrington-Luque. Σε 170 ασθενείς τοποθετήθηκε Triosite και στους υπόλοιπους 171 αυτομόσχευμα. Τα χαρακτηριστικά του πορώδους κεραμικού εμφυτεύματος ήταν ίδια με αυτά της προηγούμενης μελέτης. Η παρακολούθηση των ασθενών διήρκεσε 18 μήνες. Δεν υπήρξε στατιστικώς σημαντική διαφορά στη διόρθωση των γωνιών Cobb, αλλά ούτε και στην απώλεια αυτής της διόρθωσης στο διάστημα των 18 μηνών. Τα επίπεδα του μετεγχειρητικού άλγους ήταν παρόμοια και στις δύο ομάδες ασθενών. Μόνο τρεις ασθενείς με Triosite παρουσίασαν καθυστερημένη επούλωση του τραύματος, ενώ 14 από τους ασθενείς με αυτομόσχευμα εμφάνισαν καθυστερημένη επούλωση, φλεγμονή ή αιμάτωμα. Επιπλέον, 15 ασθενείς ανέφεραν άλγος διάρκειας τριών μηνών στην περιοχή λήψης του αυτομοσχεύματος, επτά παρουσίασαν φλεγμονή, δύο ανέπτυξαν αιμάτωμα και τέσσερις είχαν καθυστερημένη επούλωση. Αποτυχία των υλικών σπονδυλοδεσίας παρουσιάστηκε στο 12% των ασθενών, αλλά δε σχετίστηκε με το είδος του εμφυτεύματος. Κατά την ιστολογική εξέταση, μετά από βιοψία που σε 12 περιπτώσεις χρειάστηκε αναθεώρηση, διαπιστώθηκε οστεοκαθοδήγηση στο πορώδες υλικό του κεραμικού εμφυ-

τεύματος, σταδιακή απορρόφηση του Triosite και δημιουργία νέου οστού εντός του υλικού σε διάστημα μόλις δύο εβδομάδων.

Οι δύο ανωτέρω μελέτες απέδειξαν ότι η χρήση του πορώδους κεραμικού εμφυτεύματος εξασφαλίζει αποτελέσματα ανάλογα με αυτά των αυτομοσχευμάτων ως προς την επίτευξη οπίσθιας σπονδυλοδεσίας για την αντιμετώπιση της ιδιοπαθούς σκολίωσης. Τα κεραμικά υλικά, βέβαια, δεν μπορούν να καλύψουν όλες τις ιδιότητες του αυτομοσχεύματος και πρέπει η χρήση τους να υπόκειται σε ορισμένους περιορισμούς. Πρώτον, οι σπονδυλικές μονάδες που πρόκειται να αρθροδεθούν πρέπει να σταθεροποιηθούν κατάλληλα με συστήματα εσωτερικής οστεοσύνθεσης.

Δεύτερον, τα κεραμικά υλικά πρέπει να εμφυτεύονται σε συνδυασμό με αυτομοσχεύματα και να περιβάλλονται από αυτά, γιατί μόνα τους δεν προσφέρουν οστεοεπαγωγικές ιδιότητες.

Τρίτον, πρέπει να λαμβάνεται πάντα υπ' όψιν ότι το κεραμικό εμφύτευμα δεν έχει επαρκή μηχανική αντοχή για να αντικαταστήσει το φλοιώδες οστό σε περιοχές μεγάλης φόρτισης.

Τέλος, τέτοιου είδους μελέτες πρέπει να έχουν μεγάλο διάστημα παρακολούθησης για να καθορίσουν την τελική πορεία των σπονδυλοδεσιών με κεραμικά υλικά, γιατί τα άκαμπτα συστήματα σπονδυλοδεσίας μπορεί να καλύψουν μια πιθανή ψευδάρθρωση κατά τη διάρκεια των πρώτων ετών.

Πολλές πειραματικές μελέτες αναδεικνύουν το σημαντικό ρόλο των κεραμικών εμφυτευμάτων στη σπονδυλοδεσία της ΑΜΣΣ. Οι Jeffrey και συν.¹⁶ συνέκριναν τα κεραμικά εμφυτεύματα από HA (50%) και β -TCP (50%) με διαφορετικά ποσοστά πορώδους δομής (30%, 50%, 70%), με μια ομάδα ελέγχου στην οποία τοποθετήθηκε αυτόλογο μόσχευμα. Χρησιμοποιήθηκαν 24 αίγες, στις οποίες τα μοσχεύματα τοποθετήθηκαν στα A2-A3 και A5-A6 μεσοσπονδύλια διαστήματα και παρακολουθήθηκαν για 3-6 μήνες με ακτινολογική και ιστολογική εξέταση, με DEXA και με εμβιομηχανική μελέτη της ΑΜΣΣ. Τα αποτελέσματα ήταν συγκρίσιμα και σε ορισμένες περιπτώσεις καλύτερα με τη χρήση των κεραμικών εμφυτευμάτων τόσο στους τρεις όσο και στους έξι μήνες. Οι συγγραφείς διαπίστωσαν τη σημασία της προετοιμασίας του παρακείμενου οστού πριν την τοποθέτηση του εμφυτεύματος.

Η παραμονή τμήματος αυξητικού χόνδρου της τελικής πλάκας ή ινώδους ιστού αποτελεί φραγμό στην οστεοενσωμάτωση. Στις περιπτώσεις που το υλικό παρέμενε σε καλή επαφή με το σπογγώδες οστό, η αγγειογένεση και η οστεογένεση κατέληγαν σε οστεοενσωμάτωση. Τα κεραμικά εμφυτεύματα παρουσίαστηκαν ικανά να διατηρήσουν το ύψος του μεσοσπονδυλίου διαστήματος ακόμα

και στις περιπτώσεις που διαπιστώθηκε κάταγμα του υλικού. Μερική παρεκτόπιση του υλικού διαπιστώθηκε σε τρεις μόνο περιπτώσεις.

Σε άλλες πειραματικές μελέτες συγκρίθηκε το συμπαγές μη πορώδες κεραμικό εμφύτευμα (Calcitek Inc., Carlsbad, CA) με αυτομοσχεύματα^{24,25}. Διαπιστώθηκε 30% ποσοστό σπονδυλοδεσίας με τη χρήση του συμπαγούς κεραμικού υλικού και 40% με τη χρήση του αυτομοσχεύματος²⁴. Επίσης, δεν παρατηρήθηκε καθίζηση του κεραμικού υλικού ούτε απώλεια ύψους, σε αντίθεση με τις περιπτώσεις που χρησιμοποιήθηκε αυτομόσχευμα²⁵. Οι συγγραφείς, όμως, συμφωνούν ότι το συμπαγές κεραμικό υλικό υδροξυαπατίτη μπορεί να εγκυστωθεί σε ινώδη ιστό και να μην οστεοενσωματωθεί.

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Τα κεραμικά υλικά χρησιμοποιούνται ως εμφυτεύματα σε οστικά ελλείμματα και ιδίως όταν απαιτείται συμπίεση. Ιδιαίτερα τα συνθετικά πορώδη κεραμικά υλικά είναι εύθραυστα και χωρίς αρχική αντοχή σε φορτία, και για το λόγο αυτό το οστό πρέπει να προστατεύεται μέχρι την ενσωμάτωση του κεραμικού. Όταν επιτευχθεί η ενσωμάτωση, παρουσιάζουν ανάλογη εμβιομηχανική συμπεριφορά με τα οστικά αυτομοσχεύματα και ίσως ταχύτερη οστεοενσωμάτωση. Επειδή είναι αποκλειστικά οστεοκαθοδηγητικά, πρέπει να χρησιμοποιούνται σε συνδυασμό με αυτομοσχεύματα ή τουλάχιστον να τοποθετούνται σε άμεση επαφή με το μυελό των οστών. Τέλος, επειδή δεν έχουν οστεοεπαγωγικές ιδιότητες δεν ενεργοποιούν το σχηματισμό νέου οστού και έτσι δεν εφαρμόζονται για την αντιμετώπιση των ψευδαρθρώσεων.

Στη χειρουργική της σπονδυλικής στήλης, η χρήση των πορώδους σύστασης κεραμικών υλικών αποτελεί ένα ελκυστικό ερευνητικό πεδίο. Υπάρχουν ακόμα πολλά ερωτήματα που χρήζουν απαντήσεως. Πρώτο ερώτημα αποτελεί η κατάλληλη αναλογία πορώδους και συμπαγούς σύστασης κεραμικού εμφυτεύματος, ώστε να επιτυγχάνεται η μέγιστη οστεοκαθοδήγηση και η ισχυρότερη μηχανική αντοχή του υλικού. Τα εμφυτεύματα που χρησιμοποιούνται στην κλινική πράξη παρουσιάζουν αναλογία TCP/HA που κυμαίνεται στο 40-60% ή 50-50%. Επίσης, σε πειραματικές μελέτες χρησιμοποιούνται υλικά με πορώδη σύσταση από 20 έως 70% και συγκρίνονται οι εμβιομηχανικές ιδιότητές τους. Δεύτερο ερώτημα αποτελεί η ιδανική διάμετρος του πόρου που μεγιστοποιεί την οστεοκαθοδήγηση. Οι έρευνες υποδεικνύουν ότι η διάμετρος του πόρου πρέπει να κυμαίνεται στα 150-500μm. Τέλος, απορίες υπάρχουν ως προς τη διαδικασία με την οποία το διαφασικό κεραμικό υλικό (TCP- HA) επιτυγχάνει την οστεοενσωμάτωση. Αρχικά, πραγματοποιείται παθητική διάλυση και καθίζηση των κρυστάλλων. Εν συνεχεία, διαπι-

στώνεται απορρόφησή τους από γιγαντοκύτταρα, σχηματισμός νέου οστού με οστεοκαθοδήγηση και τελικά ανακατασκευή του παρακείμενου οστού. Η οστεοενσωμάτωση του TCP στο παρακείμενο οστό δεν περιλαμβάνει το σχηματισμό ενδιάμεσου στρώματος απατίτη. Αντίθετα, η οστεοενσωμάτωση του HA περιλαμβάνει το σχηματισμό λεπτού στρώματος απατίτη.

Τελευταία, γίνονται προσπάθειες συνδυασμού των κεραμικών υλικών με κύτταρα μυελού των οστών, με απομεταλλοποιημένη οστική θεμέλια ουσία και με οστικές μορφογενετικές πρωτεΐνες (DBM, BMP) που θα οδηγήσουν σε ταχύτερη οστεοενσωμάτωση του εμφυτεύματος σε σχέση με τα οστικά αυτομοσχεύματα²⁶. Απαιτούνται πειραματικές και κλινικές μελέτες για να καθοριστεί ο εμβιομηχανικός ρόλος των υλικών αυτών, που θα οδηγήσει στην επιτυχημένη κλινική εφαρμογή τους.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Gazdag AR, Lane JM, Glaser D, Forster RA. Alternatives to autogenous bone graft: efficacy and indications. JAAOS 1995, 3(1):1-8.
2. Kurz LT, Garfin SR, Both RE. Harvesting autogenous iliac bone grafts: a review of complications and techniques. Spine 1989, 14:1324-1331.
3. Younger EM, Chapman MW. Morbidity of bone graft donor sites. J Orthop Trauma 1989, 3:192-195.
4. McCarthy RE, Peek RD, Morrissey RT, Hough AJ Jr. Allograft bone in spinal fusion for paralytic scoliosis. J Bone Joint Surg [Am] 1989, 68-A:370-375.
5. Cockin J. Autologous bone grafting: complications at the donor site. J Bone Joint Surg Br 1971, 53:153.
6. Damien CJ, Parsons JR. Bone graft and bone graft substitutes; a review of current technology and applications. Journal of Applied Biomaterials 1991, 2:187-208.
7. Frymoyer JW, Howe J, Kuhlman D. The long term effects of spinal fusion on the sacroiliac joints and ilium. Clin Orthop 1978, 134:196-201.
8. Gross TP, Jinnah RH, Clarke HJ, Cox QCN. The biology of bone grafting. Orthopaedics 1991, 14:563-568.
9. Habal MB, Reddi AH. Bone grafts and bone substitutes. Philadelphia: WB Saunders, 1992.
10. Summers BN, Eisenstein SM. Donor site pain from the ilium: a complication of lumbar spine fusion. J Bone Joint Surg [Br] 1989, 71:667-680.
11. Burchardt H. Biology of bone transplantation. Orthop Clin North Am 1987, 18:187-196.
12. Jarcho M. Calcium phosphate ceramics as hard tissue prosthetics. Clin Orthop Rel Research 1981, 157:259-278.
13. Koster K, Heide H, Konig R. Resorbable calcium phosphate ceramics under load. Langenbecks Arch Chir 1977, 343:173.
14. Koster K, Karbe E, Kramer H, et al. Experimental bone replacement with resorbable calcium phosphate ceramic. Langenbecks Arch Chir 1976, 341:77.
15. Prolo DJ, Rodrigo JJ. Contemporary bone graft physiology and surgery. Clin Orthop Rel Research 1985, 200:322-342.

16. Toth JM, An HS, Lim TH, et al. Evaluation of porous biphasic calcium phosphate for anterior cervical interbody fusion in a caprine model. *Spine* 1995, 20(20):2203-2210.
17. Le Huec JC, Lesprit E, Delavigne C, et al. Tricalcium phosphate ceramics and allografts as bone substitutes for spinal fusion in idiopathic scoliosis: comparative clinical results at four years. *Acta Orthop Belg* 1997, 63(3):202-211.
18. Ransford AO, Morley MA, Webb P, et al. Synthetic porous ceramic compared with autograft in scoliosis surgery. *J Bone Joint Surg [Br]* 1998, 80-B:13-18.
19. Bucholz RW, Carlton A, Holmes RE. Hydroxyapatite and tricalcium phosphate bone graft substitutes. *Orthop Clin North Am* 1987, 18(2):323-334.
20. Altermatt S, Schwobel M, Pochon JP. Operative treatment of solitary bone cysts with tricalcium phosphate ceramic: a 1 to 7 year follow-up. *Eur J Pediatr Surg* 1992, 2:180-182.
21. Moore DC, Chapman MW, Manske D. The evaluation of biphasic calcium phosphate ceramic for use in grafting long-bone diaphyseal defects. *J Orthop Res* 1987, 5:356-365.
22. Sartori DJ, Holmes RE, Resnick D. Coralline hydroxyapatite bone graft substitutes: radiographic evaluation. *J Foot Surg* 1992, 31:301-313.
23. Delecrin J, Takahashi S, Gouin F, et al. A synthetic porous ceramic as a bone graft substitute in the surgical management of scoliosis. *Spine* 2000, 5:563-569.
24. Cook SD, Dalton JE, Tan EH, et al. In vivo evaluation of anterior cervical fusion with hydroxyapatite graft material. *Spine* 1994, 19:1856-1866.
25. Pinter FA, Maiman DJ, Hollowell JP, et al. Fusion rate and biomechanical stiffness of hydroxyapatite versus autogenous bone grafts for anterior cervical discectomy- An in vivo animal study. *Spine* 1994, 19:2524-2528.
26. Burwell RG. The function of bone marrow in the incorporation of a bone graft. *Clin Orthop* 1985, 200:125-141.