

ΨΗΦΙΑΚΗ ΠΑΝΟΡΑΜΙΚΗ ΑΚΤΙΝΟΓΡΑΦΙΑ

Μ. ΜΑΣΤΟΡΗΣ*, Κ. ΝΙΚΟΠΟΥΛΟΥ-ΚΑΡΑΓΙΑΝΝΗ**

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η πανοραμική ακτινογραφία χρησιμοποιείται εκτεταμένα για την αρχική απεικόνιση ολόκληρης της στοματογναθοπροσωπικής περιοχής. Τα τελευταία χρόνια έχουν εμφανιστεί πολλά συστήματα για τη λήψη ψηφιακής πανοραμικής ακτινογραφίας, καθένα από τα οποία έχει τα δικά του πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα. Τα συστήματα αυτά διακρίνονται σε δύο κύριες κατηγορίες: αυτά που χρησιμοποιούν τεχνολογία CCD (Charge-Coupled Device, CCD, διάταξη συζευγμένων φορτίων) και εκείνα που χρησιμοποιούν μία ειδική φωσφορίζουσα πλάκα (Storage Phosphor Plate, SPP). Στην πρώτη κατηγορία χρησιμοποιείται για την καταγραφή της εικόνας ειδικός αισθητήρας CCD και η δημιουργία της εικόνας βασίζεται στο σχηματισμό ηλεκτρικών φορτίων σε κάθε στοιχειώδη μονάδα (pixel) του αισθητήρα. Στη δεύτερη κατηγορία χρησιμοποιείται μία ειδική φωσφορίζουσα πλάκα, η οποία ακτινοβολείται. Μετά τη λήψη της ακτινογραφίας, η πλάκα σαρώνεται από ακτινοβολία laser και η εικόνα εμφανίζεται σταδιακά στην οθόνη του ηλεκτρονικού υπολογιστή. Σκοπός της εργασίας αυτής είναι να παρουσιάσει τα συστήματα λήψης ψηφιακής πανοραμικής ακτινογραφίας, να περιγράψει τις θεμελιώδεις αρχές λειτουργίας τους, το μηχανισμό της δημιουργίας της εικόνας, καθώς και τις τεχνικές και φυσικές ιδιότητές τους.

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η πανοραμική ακτινογραφία χρησιμοποιείται για την αρχική απεικόνιση ολόκληρης της στοματογναθοπροσωπικής περιοχής και με τον τρόπο αυτό ο κλινικός ιατρός αποκτά μία γενική εκτίμηση για την ανατομία και την παθολογία της απεικονιζόμενης περιοχής¹⁻⁴. Σε κάθε πανοραμική ακτινογραφία η άνω γνάθος καταγράφεται σχεδόν ολόκληρη, από το ένα γναθιαίο κύρτωμα μέχρι το άλλο, συμπεριλαμβανομένων και των γναθιαίων κόλπων. Η κάτω γνάθος απεικονίζεται επίσης ολόκληρη, από τη μία κροταφογναθική διάρθρωση μέχρι την άλλη. Γίνεται λοιπόν φανερό, ότι η πανοραμική ακτινογραφία αποτελεί αναφαίρετο και αναπόσπαστο στοιχείο της διαγνωστικής διαδικασίας.

Κατά τη διάρκεια των τελευταίων χρόνων έχουν εμφανιστεί πολλά συστήματα για τη λήψη ψηφιακής πανοραμικής ακτινογραφίας, καθένα από τα οποία έχει τα δικά του πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα.

Σκοπός της εργασίας αυτής είναι να παρουσιάσει τα συστήματα λήψης ψηφιακής πανοραμικής ακτινογραφίας, να περιγράψει τις θεμελιώδεις αρχές λειτουργίας τους, το μηχανισμό της δημιουργίας της εικόνας, καθώς και τα τεχνικά πλεονεκτήματα και μειονεκτηματά τους. Αρχικά, θα γίνει μία αναφορά στην αντίστοιχη συμβατική τεχνική απεικόνισης και στη συνέχεια θα περιγραφούν οι ομοιότητες και οι διαφορές που παρουσιάζουν οι ψηφιακές τεχνικές.

ΣΥΜΒΑΤΙΚΗ ΠΑΝΟΡΑΜΙΚΗ ΑΚΤΙΝΟΓΡΑΦΙΑ

Στην πανοραμική ακτινογραφία η πηγή της ακτινοβολίας X και ο δέκτης της ακτινοβολίας, δηλαδή η ακτινογραφική πλάκα, είναι συνδεδεμένα και περιστρέφονται συγχρόνως γύρω από την κεφαλή του ασθενούς, αλλά με αντίθετη φορά⁵ (Εικ. 1). Το κέντρο της περιστροφικής

* Οδοντίατρος, MSc Πανεπιστημίου Karolinska της Σουηδίας και Οδοντιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Αθηνών.

** Αναπληρώτρια Καθηγήτρια Διαγνωστικής και Ακτινολογίας Στόματος της Οδοντιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Αθηνών.

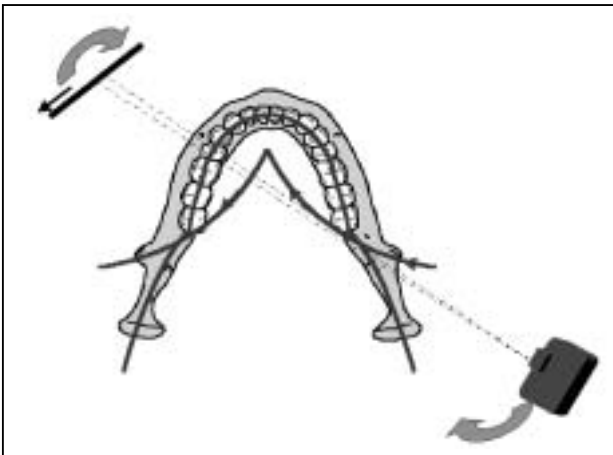
ΟΡΟΙ ΕΥΡΕΤΗΡΙΑΣΜΟΥ: Οδοντιατρική ακτινογραφία, Ψηφιακή απεικόνιση, Πανοραμική ακτινογραφία.

αυτής κίνησης συνεχώς μετακινείται κατά τη διάρκεια της προβολής. Στα παλαιότερα ακτινογραφικά μηχανήματα υπήρχαν τρία μόνο κέντρα περιστροφής: ένα για την απεικόνιση της πρόσθιας περιοχής και δύο συμμετρικά πλάγια για την απεικόνιση των οπίσθιων ανατομικών περιοχών. Στα νεότερα απεικονιστικά μηχανήματα το κέντρο περιστροφής συνεχώς μετακινείται, κυριολεκτικά ολισθαίνει, πάνω σε ένα κεκαμμένο τόξο. Με τον τρόπο αυτό, κάθε χρονική στιγμή, για κάθε προβολή το κέντρο περιστροφής είναι διαφορετικό. Ταυτόχρονα, μόνο η ακτινογραφική πλάκα εκτελεί και μία άλλη, δεύτερη, συμπληρωματική κίνηση. Η κίνηση αυτή είναι γραμμική, έχει αντίθετη φορά και είναι μικρότερη σε μέγεθος σε σχέση με την ταχύτητα της περιστροφικής κίνησης, την οποία εκτελεί (Εικ. 1). Το τελευταίο αυτό χαρακτηριστικό αποτελεί την κυριότερη διαφορά στο μηχανισμό της δημιουργίας της εικόνας μεταξύ της πανοραμικής ακτινογραφίας και της απλής ή συμβατικής τομογραφίας⁵⁻⁷.

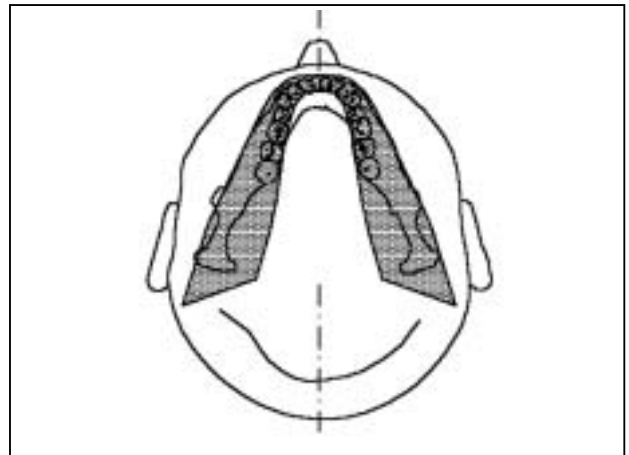
Ως άμεση συνέπεια και επακόλουθο του μηχανισμού δημιουργίας της εικόνας που αναλύθηκε παραπάνω, υπάρχει μία ζώνη, η οποία απεικονίζεται με σαφήνεια στην πανοραμική ακτινογραφία⁸⁻¹⁰ (Εικ. 2). Ανατομικά στοιχεία, τα οποία βρίσκονται στο κεντρικό επίπεδο αυ-

τής της ζώνης απεικονίζονται με την ελάχιστη ασάφεια και παραμόρφωση. Καθώς απομακρυνόμαστε από το κεντρικό επίπεδο, η ασάφεια στην απεικόνιση αρχίζει να αυξάνει. Υπάρχει ένα όριο, πέρα από το οποίο η ασάφεια έχει αυξηθεί σε μέγιστο βαθμό και ως άμεση συνέπεια οι πληροφορίες από τα ακτινογραφούμενα ανατομικά στοιχεία και δομές δεν γίνονται πλέον αντιληπτές^{8,10-12}.

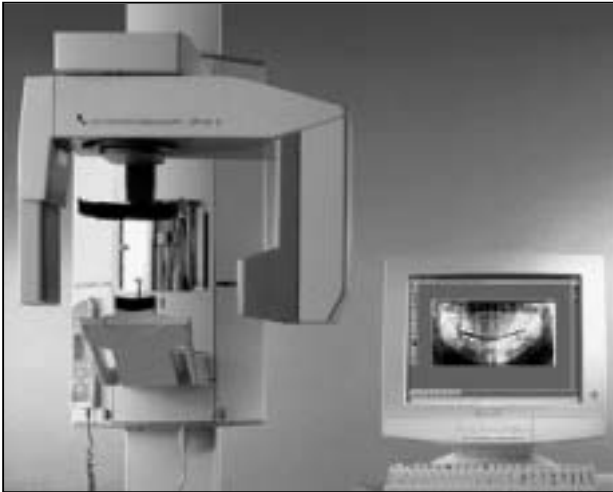
Η θέση του κεντρικού επιπέδου, στο οποίο η ασάφεια και η παραμόρφωση είναι ελάχιστες, εξαρτάται κυρίως, από την ιδιαίτερη γραμμική κίνηση την οποία εκτελεί η ακτινογραφική πλάκα^{6,13}. Η ακριβής θέση αυτού του κεντρικού επιπέδου καθορίζεται από την ταχύτητα της πλάκας. Όταν κινείται με μεγάλη ταχύτητα, υπάρχει μεγάλη απόσταση ανάμεσα στο κέντρο περιστροφής και στο επίπεδο το οποίο απεικονίζεται με σαφήνεια. Αυτό συμβαίνει στην απεικόνιση των πλαγίων-οπίσθιων περιοχών, όπου το κέντρο περιστροφής είναι στην αντίθετη πλάγια περιοχή. Αντίθετα, η ακτινογραφική πλάκα κινείται με μικρή ταχύτητα, όταν ακτινοβολείται η πρόσθια περιοχή. Στην περίπτωση αυτή το κέντρο περιστροφής είναι γλωσσικά των προσθίων δοντιών και υπάρχει μικρή απόσταση ανάμεσα στο κέντρο περιστροφής και στην απεικονιζόμενη περιοχή^{6,13-15}.



Εικ. 1. Βασική αρχή λειτουργίας και σχηματισμού εικόνας στην πανοραμική ακτινογραφία. Διακρίνονται η πηγή της ακτινοβολίας και η ακτινογραφική πλάκα με τις κινήσεις, τις οποίες εκτελούν. Επίσης, διακρίνονται η διαδρομή την οποία ακολουθεί το κέντρο περιστροφής καθώς και το κεντρικό επίπεδο, το οποίο απεικονίζεται με τη μέγιστη σαφήνεια σε μία πανοραμική ακτινογραφία.



Εικ. 2. Ζώνη η οποία απεικονίζεται με σαφήνεια σε μία πανοραμική ακτινογραφία. Η ζώνη αυτή είναι πολύ στενότερη στην πρόσθια περιοχή και κατά πολύ ευρύτερη στις οπίσθιες περιοχές των γνάθων, καθώς και στην περιοχή της κροταφογναθικής διαρθρώσεως.



Εικ. 3. Σύστημα για τη λήψη ψηφιακής πανοραμικής ακτινογραφίας με τεχνολογία CCD (OP100D, Instrumentarium Imaging, Finland).



Εικ. 4. Τοποθέτηση του ασθενή για τη λήψη της ψηφιακής πανοραμικής ακτινογραφίας. Παρόμοια αρχή με την αντίστοιχη τοποθέτηση για τη λήψη της συμβατικής πανοραμικής ακτινογραφίας.

Η ελάχιστη παραμόρφωση με την οποία απεικονίζονται τα ανατομικά στοιχεία τα οποία βρίσκονται στο κεντρικό επίπεδο, οφείλεται στο ότι, όπως προαναφέρθηκε, η ακτινογραφική πλάκα εκτελεί μία ταυτόχρονη γραμμική κίνηση με φορά αντίθετη από τη φορά της περιστροφικής κίνησης την οποία πραγματοποιεί (Εικ. 1). Το μέγεθος της ταχύτητας της γραμμικής αυτής κίνησης είναι απολύτως το ίδιο με το μέγεθος της ταχύτητας, στο επίπεδο της πλάκας, των προβολών των ανατομικών στοιχείων, τα οποία βρίσκονται στο κεντρικό επίπεδο⁸. Οι προβολές ανατομικών στοιχείων, τα οποία βρίσκονται εξωτερικά από το αυστηρά καθορισμένο αυτό επίπεδο, κινούνται με ταχύτητα μεγαλύτερη ή μικρότερη από την ταχύτητα της πλάκας. Άμεση συνέπεια αυτής της ασυμφωνίας είναι τα ανατομικά στοιχεία έξω από το κεντρικό επίπεδο να απεικονίζονται με ασάφεια και παραμόρφωση.

Στη συμβατική απεικόνιση χρησιμοποιείται ως δέκτης ακτινοβολίας ο συνδυασμός ακτινογραφικού φιλμ με ενισχυτικές πινακίδες από σπάνιες γαίες¹⁶. Πρόσφατα, έχουν αρχίσει να εμφανίζονται ενισχυτικές πινακίδες από ταντάλιο και ύτριο, οι οποίες βασίζονται στην παραγωγή υπερϊώδους ακτινοβολίας^{17,18}. Ο οποιοσδήποτε συνδυασμός ακτινογραφικής πλάκας

και ενισχυτικών πινακίδων χρησιμοποιείται, τοποθετείται στην ειδική θέση-υποδοχή του μηχανήματος και περιστρέφεται ταυτόχρονα με την πηγή γύρω από την κεφαλή του ασθενούς, όπως αναλύθηκε διεξοδικά παραπάνω. Ο χρόνος της περιστροφικής αυτής κίνησης δεν είναι σταθερός σε όλα τα μηχανήματα, εξαρτάται από το εκάστοτε χρησιμοποιούμενο μηχάνημα και κυμαίνεται από 12 έως 18sec.

ΨΗΦΙΑΚΗ ΠΑΝΟΡΑΜΙΚΗ ΑΚΤΙΝΟΓΡΑΦΙΑ

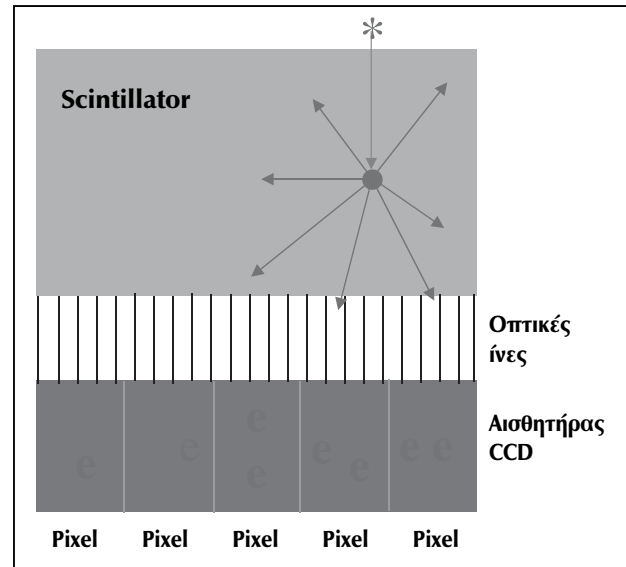
Σήμερα τα συστήματα ψηφιακής εξωστοματικής απεικόνισης διακρίνονται σε δύο κύριες κατηγορίες: αυτά που χρησιμοποιούν τεχνολογία CCD (Charge-Coupled Device, CCD, διάταξη συζευγμένων φορτίων) και εκείνα που χρησιμοποιούν μία ειδική φωσφορίζουσα πλάκα (Storage Phosphor Plate, SPP). Οι δύο αυτές τεχνικές έχουν τις ίδιες αρχές λειτουργίας με τις αντίστοιχες που εφαρμόζονται στις ενδοστοματικές ακτινογραφίες.

1. Ψηφιακή πανοραμική ακτινογραφία με χρήση τεχνολογίας CCD

Οι McDavid και συν.¹⁹⁻²¹ παρουσίασαν και αξιολόγησαν το πρώτο πειραματικό σύστημα

για τη λήψη ψηφιακής πανοραμικής ακτινογραφίας με χρήση τεχνολογίας CCD. Το πρωτότυπο αυτό σύστημα, ήταν μία τροποποίηση του πανοραμικού μηχανήματος OP10 (Instrumentarium Imaging, Finland). Ο χρόνος της περιστροφής γύρω από την κεφαλή του ασθενούς ήταν σταθερός και ο ίδιος με το αντίστοιχο συμβατικό σύστημα, αλλά ο συνδυασμός της πλάκας και των ενισχυτικών πινακίδων είχε αντικατασταθεί από έναν στενό γραμμικό αισθητήρα CCD. Το ύψος του αισθητήρα αυτού ήταν περίπου 15cm και το εύρος του μερικά χιλιοστά.

Τα τελευταία χρόνια έχουν κάνει την εμφάνισή τους διάφορα συστήματα για τη λήψη ψηφιακής πανοραμικής ακτινογραφίας με CCD²²⁻²⁹ (Εικ. 3 και 4). Ο μηχανισμός για τη δημιουργία της εικόνας παραμένει κοινός. Σε όλα τα συστήματα ο αισθητήρας έχει παρόμοια τεχνολογική κατασκευή και αρχή λειτουργίας με τον αισθητήρα CCD ο οποίος χρησιμοποιείται για την ενδοστοματική ακτινογραφία (Εικ. 5). Υπάρχει δηλαδή ένα ειδικό στρώμα ενισχυτικών πινακίδων από σπάνιες γαίες (ή από ιωδίζον καΐσιο) για τη μετατροπή των φωτονίων της ακτινοβολίας X σε φως^{22-24,26,27,29}. Στη συνέχεια το φως κατευθύνεται μέσω οπτικών ινών και προσβάλλει το CCD. Σε κάθε στοιχειώδη μονάδα του αισθητήρα, δηλαδή σε κάθε pixel, δημιουργούνται ηλεκτρικά φορτία. Το μέγεθος των φορτίων αυτών είναι ανάλογο με



Εικ. 5. Βασική αρχή σχηματισμού της εικόνας σε αισθητήρα CCD. Η δημιουργία της εικόνας βασίζεται στο σχηματισμό ηλεκτρικών φορτίων σε κάθε στοιχειώδη μονάδα (pixel) του αισθητήρα.

την ένταση της δέσμης της ακτινοβολίας X που προσέβαλλε τον αισθητήρα. Στη συνέχεια, όπως συμβαίνει και στα ενδοστοματικά συστήματα, το αναλογικό σήμα, δηλαδή η τιμή της εντάσεως του ρεύματος, για κάθε pixel του αισθητήρα μετατρέπεται σε ψηφιακό σήμα και απεικονίζεται στην οθόνη του ηλεκτρονικού υπολογιστή ως συγκεκριμένη διαβάθμιση-απόχρωση του γκριζου (Εικ. 6 και 7).



Εικ. 6. Η τελική απεικόνιση γίνεται στην οθόνη του ηλεκτρονικού υπολογιστή. Διακρίνονται αριστερά οι επιλογές για την τροποποίηση της εικόνας (φωτεινότητα, αντίθεση, εστίαση κ.ά.) (OP100D, Instrumentarium Imaging, Finland).



Εικ. 7. Η ίδια πανοραμική ακτινογραφία με την προηγούμενη, αφού έχει γίνει αντιστροφή των χρωμάτων.

Τα συστήματα της ψηφιακής πανοραμικής ακτινογραφίας χρησιμοποιούν για την τελική απεικόνιση δεδομένα κυρίως 8 bits, δηλαδή εκθέτουν την τελική εικόνα με $2^8=256$ διαφορετικές διαβαθμίσεις του γκριζου. Οκτώ (8) bits data σημαίνει πόσες διαφορετικές τιμές μπορεί να πάρει το ψηφίο που αντιστοιχεί στο κάθε pixel. Αν δηλαδή ανατρέξουμε στο δυαδικό σύστημα μετρήσεως, το οποίο αποτελεί τη βασική γλώσσα των ηλεκτρονικών υπολογιστών, σε κάθε pixel αντιστοιχούν επιλογές από 8 διαδοχικά ψηφία μεταξύ 0 και 1. Ο μέγιστος αριθμός αυτών των επιλογών είναι σύμφωνα με τα μαθηματικά 2^8 , δηλαδή 256. Με 0 απεικονίζεται το μαύρο (όταν ο αισθητήρας έχει κορεστεί, δηλαδή όταν σε ένα pixel έχει δημιουργηθεί το μέγιστο φορτίο), ενώ με 255 το άσπρο (όταν δεν έχει επιδράσει καθόλου ακτινοβολία και δεν έχουν δημιουργηθεί καθόλου φορτία στον αισθητήρα). Νεότερα συστήματα αποθηκεύουν την εικόνα ως δεδομένα 10, 12 ή και 16 bits. Τα συστήματα αυτά επομένως, χρησιμοποιούν $2^{10}=1024$ ή $2^{12}=4096$ ή $2^{16}=65536$ διαφορετικές αποχρώσεις του γκριζου. Πάντως και αυτά τα συστήματα εκθέτουν την τελική εικόνα χρησιμοποιώντας δεδομένα 8 bits, δηλαδή συνολικά 256 διαβαθμίσεις του γκρι^{24,29}. Βέβαια, θα πρέπει να τονιστεί ότι το ανθρώπινο μάτι δεν μπορεί να ξεχωρίσει συνολικά περισσότερες από 100 διαφορετικές αποχρώσεις-διαβαθμίσεις του γκρι³⁰. Στην περίπτωση μάλιστα, που οι αποχρώσεις αυτές του γκρι βρίσκονται στην ίδια ακτινογραφία, τότε ο αριθμός των διακριτών διαβαθμίσεων από το ανθρώπινο μάτι περιορίζεται στις 30 έως 40.

Το ενεργό και πραγματικό μέγεθος του pixel, το οποίο δίνει την τελική απεικόνιση, είναι, για παράδειγμα για το σύστημα Dimax I (Planmeca Oy, Helsinki, Finland), $132\mu\text{m}$ ²⁹. Αυτό το μέγεθος του pixel δίνει μία μέγιστη θεωρητική ανάλυση, η οποία αποτελεί τη συχνότητα Nyquist, 3,78 κύκλων ανά mm.

Οι βασικές αρχές της πανοραμικής ακτινογραφίας οι οποίες αναφέρθηκαν προηγουμένως για τη συμβατική απεικόνιση, ισχύουν και στην περίπτωση της ψηφιακής απεικόνισης με CCD. Υπάρχει όμως μία σαφής και ιδιαίτερα σημαντική διαφορά. Στη συμβατική απεικόνιση

έχουμε συνεχή ροή δεδομένων, καθώς η ακτινοβολία X προσβάλλει το φιλμ αφού διέλθει από τον ασθενή. Αντίθετα, στην ψηφιακή απεικόνιση με CCD, τα δεδομένα συλλέγονται κατά διαστήματα από διακριτές στοιχειώδεις μονάδες εικόνας, τα pixels. Και στην ψηφιακή απεικόνιση όμως, παραμένει η βασική αρχή, ότι υπάρχει ένα αυστηρά καθορισμένο επίπεδο και ανατομικά στοιχεία τα οποία βρίσκονται στο επίπεδο αυτό, απεικονίζονται με την ελάχιστη ασάφεια και παραμόρφωση. Καθώς απομακρυνόμαστε από το κεντρικό αυτό επίπεδο, η ασάφεια και η παραμόρφωση στην εικόνα αυξάνονται προοδευτικά και βαθμιαία μέχρι ενός σημείου, κατά το οποίο οι λεπτομέρειες των απεικονιζόμενων ανατομικών δομών δεν γίνονται πλέον αντιληπτές από το ανθρώπινο μάτι. Με τον τρόπο αυτό σχηματίζεται μία ζώνη, όπως αναφέρουν χαρακτηριστικά ο McDavid²² και ο Dove²⁴.

Η παραμόρφωση της εικόνας όμως, δεν είναι συμμετρική και προς τις δύο κατευθύνσεις από το κεντρικό επίπεδο. Η ασάφεια είναι πολύ μεγαλύτερη για ίση απομάκρυνση από το κεντρικό επίπεδο, όταν πρόκειται για τη θέση πιο πίσω, παρά πιο πρόσθια, σε σχέση με το κεντρικό επίπεδο. Μία άλλη σημαντική παρατήρηση είναι, ότι το μέγεθος της ασάφειας δεν είναι σταθερό για ίση απομάκρυνση από το κεντρικό επίπεδο σε όλες τις απεικονιζόμενες ανατομικές περιοχές. Είναι πολύ μεγαλύτερο στην πρόσθια σε σχέση με τις οπίσθιες περιοχές, όπως αναφέρουν οι Farman και συν.²³. Το εύρημα αυτό είναι σε απόλυτη συμφωνία και αντιστοιχία με τα ευρήματα που αναφέρουν οι Scarfe και συν.¹⁴ για τη συμβατική πανοραμική ακτινογραφία.

Όπως αναφέρθηκε διεξοδικά για τη συμβατική πανοραμική ακτινογραφία, η θέση του επιπέδου το οποίο απεικονίζεται με την ελάχιστη ασάφεια, καθορίζεται από την ταχύτητα της πλάκας σε σχέση με την ακτινική δέσμη. Στην περίπτωση της ψηφιακής πανοραμικής ακτινογραφίας με CCD, προκειμένου να σχηματιστεί η εικόνα, δεν μετακινείται η ακτινογραφική πλάκα, αλλά τα φορτία καθώς «διαβάζονται». Η ταχύτητα δηλαδή με την οποία τα pixels δίνουν τις πληροφορίες τους για να σχηματίσουν την τελική

κή απεικόνιση, είναι ακριβώς η ίδια με την ταχύτητα με την οποία κινούνται, στο επίπεδο του αισθητήρα, οι προβολές ανατομικών δομών και στοιχείων που βρίσκονται στο κεντρικό επίπεδο^{22,24,28}. Με τον τρόπο αυτό, η εικόνα σχηματίζεται στην οθόνη του ηλεκτρονικού υπολογιστή σταδιακά (στήλη-στήλη) και σε χρονικό διάστημα σχεδόν ταυτόχρονα με την ακτινοβολήση του ασθενούς, δηλαδή σε πραγματικό χρόνο.

Μία άμεση πρακτική συνέπεια του γεγονότος αυτού είναι ότι ο χειριστής του μηχανήματος μπορεί να ελέγχει ανά πάσα χρονική στιγμή την ποιότητα της τελικής απεικόνισης. Αν δηλαδή αντιληφθεί ότι ο ασθενής δεν έχει τοποθετηθεί σωστά ή ότι κινείται κατά τη διάρκεια της εξέτασης, μπορεί να διακοπεί η ακτινοβολήση και να επανατοποθετηθεί, προκειμένου να επιτευχθεί μία σωστότερη απεικόνιση.

Ερευνητές αναφέρουν ότι το εύρος της ακτινικής δέσμης, η οποία σαρώνει κάθε χρονική στιγμή τον ασθενή για να σχηματίσει την εικόνα, είναι πολύ στενότερο στην ψηφιακή πανοραμική ακτινογραφία με CCD, σε σχέση με τη συμβατική πανοραμική ακτινογραφία^{22,24}. Αυτό οφείλεται στην πολύ μεγάλη ευαισθησία του αισθητήρα CCD και στην προσπάθεια περιορισμού της ακτινικής δέσμης, χρησιμοποιώντας ειδικά διαφράγματα, ακριβώς στο εύρος του στενού γραμμικού αισθητήρα. Το χαρακτηριστικό αυτό προσφέρει ένα πολύ μεγάλο πλεονέκτημα, δηλαδή τη δραστική μείωση της χορηγούμενης δόσης ακτινοβολίας στον ασθενή. Το εύρημα αυτό επιβεβαιώθηκε πειραματικά από τους Farman και συν.²⁶, καθώς και από τους Dula και συν.²⁷. Παράλληλα έχει δύο άμεσες πρακτικές συνέπειες, όπως αναφέρουν οι McDavid²² και Dove²⁴. Η ζώνη η οποία απεικονίζεται με σαφήνεια είναι ευρύτερη, με πρακτικό αποτέλεσμα η τοποθέτηση του ασθενούς να μην έχει ιδιαίτερα μεγάλη σημασία και να μπορούν να «συγχωρηθούν» κάποια μικρά σφάλματα κατά την τοποθέτησή του. Ταυτόχρονα όμως, πολλές φορές δεν αποφεύγεται η επιπροβολή άλλων ανατομικών περιοχών, με αποτέλεσμα να αποκρύπτονται στοιχεία διαγνωστικού ενδιαφέροντος. Για παράδειγμα, η απεικόνιση των πρόσθιων περιοχών μπορεί να παρεμποδίζεται από την προβολή της σπονδυλι-

κής στήλης, ή η απεικόνιση των οπίσθιων περιοχών στη μία πλευρά της γνάθου να παρεμποδίζεται από την προβολή των αντίστοιχων ανατομικών περιοχών του άλλου ημιμορίου.

Ένας άλλος μηχανισμός, με τον οποίο μπορεί να επιτευχθεί μείωση της χορηγούμενης δόσης ακτινοβολίας στον ασθενή, είναι ο εξής: όπως προαναφέρθηκε, ο αισθητήρας CCD είναι πολύ πιο ευαίσθητος από το συνδυασμό της ακτινογραφικής πλάκας με τις ενισχυτικές πινακίδες. Μπορεί επομένως να ελαττωθεί το mA του μηχανήματος (δηλαδή λιγότερη ποσότητα ακτινοβολίας) και να χρησιμοποιηθεί το ίδιο kVp όπως και στη συμβατική τεχνική, ή ακόμη και υψηλότερο. Από την άποψη της ακτινοπροστασίας των ασθενών, αυτό έχει ιδιαίτερη σημασία. Μπορεί να χρησιμοποιηθεί η υψηλότερη ενέργεια, αφού είναι λιγότερο βλαπτική για τον ασθενή²⁷. Η αντίθεση της τελικής εικόνας θα είναι βέβαια χαμηλότερη στην περίπτωση αυτή, με τη χρήση του υψηλότερου kVp. Το γεγονός αυτό οφείλεται στη διαφορετική απορρόφηση της ακτινοβολίας, αναλόγως με την ενέργεια της δέσμης όταν αυτή διέρχεται μέσα από ένα αντικείμενο. Αυτό όμως, δεν δείχνει να αποτελεί ιδιαίτερο πρόβλημα για την ψηφιακή απεικόνιση, όπου υπάρχει η δυνατότητα παρέμβασης στην εικόνα, με την τροποποίηση της αντίθεσης.

Το ποσοστό μείωσης της δόσης ακτινοβολίας στην ψηφιακή πανοραμική ακτινογραφία με τεχνολογία CCD δεν είναι πάντα το ίδιο. Είναι γεγονός ότι μία μείωση της δόσης ακτινοβολίας παρόμοια με αυτή που παρατηρείται στην ψηφιακή ενδοστοματική ακτινογραφία δεν μπορεί να επιτευχθεί. Αυτό οφείλεται στο ότι ήδη στη συμβατική πανοραμική ακτινογραφία η δόση ακτινοβολίας είναι πολύ χαμηλή, δεδομένου ότι χρησιμοποιείται ο συνδυασμός της ακτινογραφικής πλάκας με ενισχυτικές πινακίδες. Τα ποσοστά μείωσης της δόσης που αναφέρονται στη διεθνή βιβλιογραφία^{23,27}, κυμαίνονται από 20% έως και 40% συγκριτικά με τη συμβατική πανοραμική ακτινογραφία. Το ποσοστό αυτό μπορεί να αυξηθεί, εάν σκόπιμα μία ακτινογραφία υποεκτεθεί. Στην περίπτωση αυτή η τελική απεικόνιση θα εμφανίζει έντονο θόρυβο. Χρησιμοποιώντας όμως τις τεχνικές επεξεργασίας της εικό-

νας που προσφέρει η ψηφιακή απεικόνιση (διόρθωση φωτεινότητας, αντίθεσης κ.ά.), ακόμη και αυτή η εικόνα μπορεί να διορθωθεί και να χρησιμοποιηθεί για διαγνωστικούς σκοπούς²⁷.

2. Ψηφιακή πανοραμική ακτινογραφία με χρήση τεχνολογίας SPP

Η ψηφιακή πανοραμική ακτινογραφία με την ειδική φωσφορίζουσα πλάκα πρωτοπαρουσιάστηκε στα μέσα της δεκαετίας του 1980 από τους Kashima και συν.³¹. Στη συνέχεια η τεχνική αυτή εξετάστηκε από τους ίδιους ερευνητές, όσον αφορά στην ποιότητα και τη διαγνωστική ακρίβεια στην απεικόνιση της στοματογναθοπροσωπικής περιοχής^{32,33}. Σήμερα, πολλές διαφορετικές εταιρείες (Gendex, Des Plaines, Illinois, USA³⁴ - Planmeca Oy, Helsinki, Finland και Soredex, Orion Corporation, Helsinki, Finland) έχουν αρχίσει να χρησιμοποιούν την τεχνολογία αυτή (Εικ. 8).

Για τη λήψη της εικόνας χρησιμοποιείται μία ειδική πλάκα, η οποία ακτινοβολείται. Το μέγεθος της ειδικής αυτής πλάκας είναι ακριβώς το ίδιο με το μέγεθος μίας ακτινογραφικής πλάκας η οποία χρησιμοποιείται για τη συμβατική πανοραμική ακτινογραφία, δηλαδή έχει διαστάσεις περίπου 30x14cm. Στη συνέχεια, όπως συμβαίνει στην αντίστοιχη τεχνική της ενδοστοματικής ακτινογραφίας, η πλάκα, αφού ακτινοβοληθεί, τοποθετείται σε ειδικό scanner, όπου σαρώνεται από ακτινοβολία με συγκεκριμένο μήκος κύματος. Η εικόνα εμφανίζεται μέσω πολύπλοκων ηλεκτρονικών επεξεργασιών (φωτοπολλαπλασιαστής, μετατροπείας αναλογικού σήματος σε ψηφιακό) στην οθόνη του ηλεκτρονικού υπολογιστή³⁴.

Είναι ιδιαίτερα σημαντικό να κατανοηθεί το γεγονός, ότι η τεχνική αυτή μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε συνδυασμό με οποιοδήποτε συμβατικό πανοραμικό σύστημα. Η μόνη διαφοροποίηση η οποία απαιτείται, είναι να τοποθετηθεί στην υποδοχή του πανοραμικού μηχανήματος η ειδική φωσφορίζουσα πλάκα, αντί για το συνδυασμό της συμβατικής πλάκας με τις ενισχυτικές πινακίδες. Ο μοναδικός καινούριος τεχνολογικός εξοπλισμός που απαιτείται επιπλέον, προκειμένου να υπάρξει η τελική απεικόνιση, είναι το εξειδικευμένο laser scanner. Η εται-

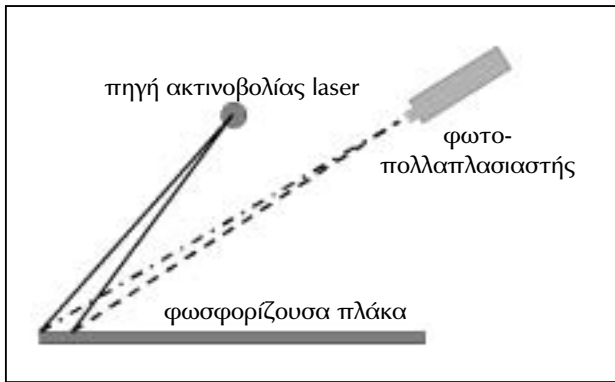


Εικ. 8. Σύστημα για τη λήψη ψηφιακής πανοραμικής ακτινογραφίας με τεχνολογία SPP (Multiscan, Planmeca Oy, Finland). Διακρίνονται η ειδική φωσφορίζουσα πλάκα καθώς και το ειδικό scanner.

ρεία Gendex, καθώς και πιο πρόσφατα η Soredex και η Planmeca (Εικ. 8) προσφέρουν το ίδιο scanner, το οποίο μπορεί να χρησιμοποιηθεί για οπισθοφατνιακές καθώς και για πανοραμικές ακτινογραφίες.

Κατά τη λήψη της ακτινογραφίας, η πλάκα εκτός από την περιστροφική κίνηση που εκτελεί γύρω από την κεφαλή του ασθενούς, εκτελεί και μία δεύτερη επιπρόσθετη γραμμική κίνηση με αντίθετη φορά. Είναι η ίδια ακριβώς βασική αρχή λειτουργίας και η ίδια κίνηση, την οποία εκτελεί και η ακτινογραφική πλάκα στη λήψη της συμβατικής πανοραμικής ακτινογραφίας. Η ταχύτητα της γραμμικής κίνησης είναι ακριβώς η ίδια με την ταχύτητα, στο επίπεδο του υποδοχέα της ακτινοβολίας, των προβολών των ανατομικών δομών που βρίσκονται ακριβώς στο κεντρικό επίπεδο. Η προβολή των ανατομικών στοιχείων τα οποία βρίσκονται έξω από το κεντρικό σαφές επίπεδο, κινείται με μεγαλύτερη ή μικρότερη ταχύτητα από τη γραμμική ταχύτητα της πλάκας. Επομένως, τα ανατομικά αυτά στοιχεία απεικονίζονται με ασάφεια και παραμόρφωση. Τα χαρακτηριστικά αυτά βρίσκονται σε πλήρη αντιστοιχία και αναλογία με τη συμβατική πανοραμική ακτινογραφία.

Βασική ιδιότητα των πλακών που χρησιμοποιούνται με αυτή την τεχνική, είναι ότι δεν διαθέτουν στοιχειώδεις μονάδες εικόνας, δηλαδή δεν αποτελούνται από pixels. Τα pixels σχηματίζονται κατά τη διάρκεια της σάρωσης της



Εικ. 9. Διαδικασία σαρώσεως στο ειδικό scanner. Διακρίνονται η φωσφορίζουσα πλάκα, η πηγή της ακτινοβολίας laser, καθώς και οι ηλεκτρονικές διατάξεις που δίνουν την τελική απεικόνιση. Η ανάλυση της εικόνας εξαρτάται από την επικέντρωση της ακτινοβολίας laser που σαρώνει την πλάκα.

πλάκας στο ειδικό scanner και το ακριβές μέγεθός τους εξαρτάται από το βαθμό της επικέντρωσης της ακτινοβολίας laser (Εικ. 9). Για παράδειγμα, στο σύστημα DenOptix (Gendex) το pixel έχει μέγεθος 170μm, όταν η ανάλυση στο ειδικό scanner έχει καθοριστεί να είναι 150 dots per inch (150dpi). Το pixel αυτό δίνει μία μέγιστη θεωρητική ανάλυση, τη συχνότητα Nyquist, ίση με 2,95 κύκλους/mm.

Οι φωσφορίζουσες πλάκες έχουν πολύ μεγάλο δυναμικό εύρος ακτινοβόλησης. Επομένως, με τη χρήση της τεχνικής αυτής μπορεί να ελαττωθεί η ποσότητα της ακτινοβολίας που προσβάλλει τον ασθενή (να ελαττωθεί το mA), και να υπάρχει καλή διαγνωστική ακρίβεια στην τελική εικόνα³⁵. Το ποσοστό μείωσης της δόσης, συγκριτικά με τα συμβατικά συστήματα, κυμαίνεται περίπου στο 20%³⁵. Στο σημείο αυ-

τό υπενθυμίζεται ότι ο χρόνος της ακτινοβόλησης δεν μπορεί να ελαττωθεί, αφού είναι πάντα σταθερός για ένα συγκεκριμένο μηχάνημα και αντιστοιχεί στην πλήρη περιστροφική κίνηση την οποία εκτελεί.

ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Η ραγδαία και εκρηκτική ανάπτυξη της τεχνολογίας τα τελευταία χρόνια και η πραγματική επανάσταση στις δυνατότητες των ηλεκτρονικών υπολογιστών είχαν ως αποτέλεσμα την εμφάνιση νέων βελτιωμένων απεικονιστικών τεχνικών στην οδοντιατρική. Η ψηφιακή ακτινογραφία συνεχώς εξελίσσεται και ενσωματώνεται στην καθημερινή κλινική πράξη. Τα πρώτα συστήματα ενδοστοματικής ψηφιακής ακτινογραφίας πρωτοεμφανίστηκαν στα τέλη της δεκαετίας του 1980 και σήμερα, 14 χρόνια μετά, θεωρούνται «πρωτόγονα» και ξεπερασμένα. Παράλληλα, η τεχνολογία αυτή επεκτάθηκε και έρχεται να αντικαταστήσει και τις συμβατικές εξωστοματικές προβολές που εφαρμόζονται στην οδοντιατρική, κυρίως την πανοραμική και την πλάγια κεφαλομετρική ακτινογραφία. Όπως είναι φυσικό, μία πρώτη προσπάθεια για την αξιολόγηση των δυνατοτήτων των νέων συστημάτων ξεκινά από την κατανόηση του μηχανισμού λειτουργίας τους και της βασικής αρχής για τη δημιουργία της εικόνας. Στην εργασία αυτή αναλύθηκε η θεμελιώδης αρχή λειτουργίας στις δύο βασικές κατηγορίες συστημάτων για τη λήψη ψηφιακής πανοραμικής ακτινογραφίας. Τα γενικά συγκριτικά χαρακτηριστικά αναφέρονται στον πίνακα 1.

Πίνακας 1. Συγκριτικά χαρακτηριστικά των δύο βασικών τεχνικών για τη λήψη της ψηφιακής πανοραμικής ακτινογραφίας	
Τεχνολογία CCD	Τεχνολογία SPP
Άμεση εμφάνιση της εικόνας στην οθόνη του ηλεκτρονικού υπολογιστή σε πραγματικό χρόνο	Παρεμβάλλεται το ενδιάμεσο στάδιο στο laser scanner, διάρκειας περίπου 2,5 λεπτών
Μεγαλύτερη ανάλυση στην εικόνα	Υστερεί στην ανάλυση της εικόνας
Απαιτείται εντελώς ξεχωριστός εξοπλισμός	Μπορεί να χρησιμοποιηθεί με οποιοδήποτε συμβατικό πανοραμικό σύστημα

Το μέγεθος το οποίο έχει το αρχείο σε μία ψηφιακή πανοραμική ακτινογραφία είναι περίπου 5Mb στην πλήρη ασυμπίεστη μορφή TIFF^{24,29}. Το μέγεθος αυτό καθορίζεται από την ανάλυση της εικόνας, από το μέγεθος της στοιχειώδους μονάδας εικόνας, δηλαδή από τις διαστάσεις του κάθε pixel και από τον αριθμό των διαβαθμίσεων του γκρι (256 ή 4096 ή 65536), που χρησιμοποιεί το πρόγραμμα του κάθε συστήματος για την αποθήκευση της εικόνας. Το μέγεθος του αρχείου αυτού μπορεί να ελαττωθεί σε περίπου 800Kb, χρησιμοποιώντας τους ειδικούς αλγορίθμους JPEG. Με την τεχνική αυτή, η αποθήκευση του αρχείου, καθώς και η αποστολή του μέσω του διαδικτύου, γίνονται ευκολότερα. Η αποθήκευση της εικόνας χρησιμοποιώντας τις μορφές αυτές αποτελεί μέθοδο η οποία είναι απολύτως συμβατή με τα περισσότερα προγράμματα επεξεργασίας εικόνων (Microsoft Photo Editor, Adobe Photoshop, Paint Shop Pro., Image Tool).

Η αποθήκευση της ακτινογραφίας με πολύ εύχρηστο τρόπο γίνεται σε δισκέτες ή σε CD-ROM. Παράλληλα, υπάρχει η δυνατότητα η ακτινογραφία να εκτυπωθεί σε πολλαπλά αντίγραφα σε ειδικό φιλμ ή σε φωτογραφικό χαρτί, χρησιμοποιώντας εκτυπωτές (laser, thermal printer) με μεγάλη ανάλυση και υψηλή ποιότητα εκτύπωσης.

Αν θα επιχειρούσαμε να συγκρίνουμε τα συστήματα ψηφιακής πανοραμικής ακτινογραφίας, θα λέγαμε ότι η ψηφιακή ακτινογραφία με τεχνολογία SPP υστερεί σε ανάλυση, σε σχέση με την ψηφιακή ακτινογραφία με τεχνολογία CCD, επειδή τα pixels έχουν μεγαλύτερο μέγεθος (Πίν. 1). Ενδεικτικά αναφέρεται ότι η μέγιστη θεωρητική ανάλυση της εικόνας στο σύστημα DenOptix³³ (τεχνολογία SPP) είναι 2,95 κύκλοι/mm. Αντίθετα, για το Dimax I²⁹ (τεχνολογία CCD) είναι 3,78 κύκλοι/mm και για τη νέα βελτιωμένη μορφή του συστήματος είναι 5,05 κύκλοι/mm (το μέγεθος του pixel είναι 99μm). Παρόμοια είναι η ανάλυση της εικόνας για ένα άλλο σύστημα, το οποίο βασίζεται στην ίδια τεχνολογία CCD. Το OP100D (Instrumentarium Imaging, Finland) δίνει μέγιστη θεωρητική ανάλυση 5,55 κύκλους/mm (το μέγεθος του pixel είναι 90μm).

Η συμβατική ακτινογραφία αποτελεί μία «στατική» εικόνα. Αυτό σημαίνει ότι ο παρατηρητής δεν μπορεί να επέμβει και να τροποποιήσει την αρχική εικόνα. Πολλοί ερευνητές αναφέρουν ότι ένα μεγάλο ποσοστό συμβατικών ακτινογραφημάτων τα οποία απορρίπτονται ως έχοντα χαμηλή διαγνωστική αξία, οφείλεται σε σφάλματα τεχνικής στο στάδιο του σκοτεινού θαλάμου με τη διαδικασία της εμφάνισης και της μονιμοποίησης. Τα σφάλματα αυτά οδηγούν στην άσκοπη επανάληψη ακτινογραφημάτων, με άμεσο αποτέλεσμα να αυξάνεται η χορηγούμενη δόση ακτινοβολίας στον ασθενή. Στις ψηφιακές τεχνικές απεικόνισης (ενδοστοματικές και εξωστοματικές) υπάρχει η δυνατότητα παρέμβασης και τροποποίησης της ποιότητας της εικόνας, κάνοντας χρήση των δυνατοτήτων, που προσφέρει το πρόγραμμα του κάθε συστήματος. Οι τροποποιήσεις στη φωτεινότητα και στην αντίθεση της εικόνας, οδηγούν σε βελτίωση της διαγνωστικής ακρίβειας και απεικόνιση περισσότερων πληροφοριών σε σχέση με την αρχική εικόνα που λαμβάνεται. Αλλαγές στη φωτεινότητα και την αντίθεση μπορούν να κάνουν περισσότερες πληροφορίες αντιληπτές από το ανθρώπινο μάτι. Επιπλέον, ο κλινικός ιατρός έχει τη δυνατότητα να κάνει αντιστροφή της εικόνας, δηλαδή να μετατρέψει την αρχική εικόνα στην «αρνητική» της μορφή (Εικ. 6 και 7), να τονίσει τα χείλη και τα όρια των ανατομικών δομών, να προσθέσει χρώματα και να μετατρέψει την αρχική ακτινογραφία σε μία έγχρωμη εικόνα.

Ένα επιπλέον πλεονέκτημα που προσφέρει η ψηφιακή απεικόνιση είναι, ότι μπορούν να εκτιμηθούν οι αποστάσεις με μεγάλη ακρίβεια. Με τον τρόπο αυτό μπορεί να γίνει εκτίμηση της ακριβούς διαστάσεως, για παράδειγμα μιας οστικής βλάβης, ή να εκτιμηθεί το διαθέσιμο ύψος οστού για την τοποθέτηση οστεοενσωματούμενων εμφυτευμάτων.

Παραμένει όμως, όπως και στη συμβατική τεχνική, το πρόβλημα της μεγέθυνσης στην εικόνα καθώς και η μη σταθερή μεγέθυνση σε όλες τις απεικονιζόμενες περιοχές. Το κρισιμότερο και αποφασιστικότερο στοιχείο για τη λήψη μιας υψηλής διαγνωστικής ακρίβειας και

ποιότητας συμβατικής ή ψηφιακής πανοραμικής ακτινογραφίας, αποτελεί η ορθή τοποθέτηση του ασθενούς, όπως αναφέρουν πολυάριθμοι ερευνητές^{1-6,14,15}. Με τον τρόπο αυτό το κεκαμμένο τόξο των γνάθων ακολουθεί και συμπίπτει σε μεγάλο βαθμό με το κεντρικό επίπεδο της ελάχιστης παραμόρφωσης στην πανοραμική ακτινογραφία. Στο σημείο αυτό η ψηφιακή τεχνολογία δεν έρχεται να προσφέρει τη λύση σε προβλήματα που δημιουργούνται από τη μη σωστή τοποθέτηση του ασθενούς κατά τη διάρκεια της λήψης της ακτινογραφίας.

Η ψηφιακή τεχνολογία, με την εκρηκτική και αλματώδη ανάπτυξη των ηλεκτρονικών υπολογιστών, συνεχώς εξελίσσεται και έρχεται προοδευτικά να αντικαταστήσει ακόμη και τις συμβατικές τεχνικές εξωστοματικής απεικόνισης που εφαρμόζονται στην οδοντιατρική. Δεν είναι λίγοι αυτοί που προβλέπουν ότι σε λίγα χρόνια οι μέθοδοι απεικόνισης, όπως τις γνωρίζουμε σήμερα, θα αποτελούν παρελθόν.

SUMMARY

M. MASTORIS
K. NIKOPOULOU-KARAYIANNI

DIGITAL PANORAMIC RADIOGRAPHY

STOMATOLOGIA 2003,60(3): 102-113

Rotational panoramic radiography is widely used for obtaining a comprehensive survey of the maxillofacial complex. The panoramic image represents the entire dentition and mandible, but only those structures within a layer around a pre-designated curved plane appear with minimum unsharpness and distortion. Within the last few years, several digital systems for the acquisition, storage and display of panoramic radiographs have been introduced into the practice of dentistry, each of which has its own advantages and disadvantages. Two methods to acquire digital panoramic radiographs have come into use. One method is based on Charge-Coupled Device (CCD) technology, and the other based on Storage Phosphor Plate (SPP) technology. In

the first method, photons from the narrow x-ray beam are recorded by means of a stationary narrow two-dimensional CCD detector during the scanning procedure. In the CCD the light photons create charges proportional to the light intensity. The second method makes use of so called Storage Phosphor Plates. When an SPP is exposed to x-rays, the latent image is created in the Plate. After exposure, the SPP is placed in a special reader, and the image appears on the computer monitor after two or three minutes. The purpose of this project was to present the working principle of these two methods, to underline their differences in the way the image is formed and to point out their basic technical properties.

KEY WORDS: Dental radiography, Digital imaging, Panoramic radiography.

BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. MOLANDER B. Panoramic radiography in dental diagnostics. *Swed Dent J* 1996 Suppl 119
2. MOLANDER B, AHLQUIST M, GRONDAHL HG. Image quality in panoramic radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 1995,24: 17-22
3. OSMAN F, SCULLY C, DOWELL TB, DAVIES RM. Use of panoramic radiographs in general dental practice in England. *Commun Dent Oral Epidemiol* 1986,14: 8-9
4. HIRSCHMANN PN. The current status of panoramic radiography. *Int Dent J* 1987,37: 31-37
5. WELANDER U, SHIOJIMA M, McDAVID WD, TRONJE G. A general mathematical theory of rotational panoramic radiography incorporating non-rotational scanographic methods. *Oral Radiol* 1990,6: 69-88
6. TRONJE G. Image distortion in rotational panoramic radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 1982 Suppl 3
7. SANDERINK GCH. Imaging characteristics in rotational panoramic radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 1987 Suppl 9
8. McDAVID WD, WELANDER U, KANERVA H, TRONJE G, MORRIS CR. Definitions of unsharpness and layer thickness in rotational panoramic radiography. *Oral Surg* 1984,57: 96-10

9. BÄCKSTRÖM Å, WELANDER U, McDAVID WD, TRONJE G, SANDERINK GCH. The effect of system parameters on resolution in rotational panoramic radiography. A mathematical analysis. *Dentomaxillofac Radiol* 1989,18: 169-176
10. McDAVID WD, TRONJE G, WELANDER U, MORRIS CR, NUMMIKOSKI P. Imaging characteristics of seven panoramic X-ray units. *Dentomaxillofac Radiol* 1985 Suppl 8
11. McDAVID WD, WELANDER U, KANERVA H, MORRIS CR. Transfer function analysis in rotational panoramic radiography. *Acta Radiol Diagn* 1983,24: 27-32
12. BÄCKSTRÖM Å, WELANDER U, McDAVID WD, TRONJE G, SHIOJIMA M. Two dimensional modulation transfer functions for panoramic radiography. *Oral Radiol* 1990,6: 15-26
13. GLASS BJ, McDAVID WD, WELANDER U, MORRIS CR. The central plane of the image layer determined experimentally in various rotational panoramic x-ray machines. *Oral Surg* 1985,60: 104-112
14. SCARFE WC, ERASO FE, FARMAN AG. Characteristics of the Orthopantomograph OP100. *Dentomaxillofac Radiol* 1998,27: 51-57
15. HAYAKAWA Y, ERASO FE, SCARFE WC, FARMAN AG et al. Technical note. Modulation transfer function analysis of a newly revised rotational panoramic machine. *Dentomaxillofac Radiol* 1996,25: 302-306
16. GRATT BM, WHITE SC, PACKARD FL, PETERSSON AR. An evaluation of rare-earth imaging systems in panoramic radiography. *Oral Surg* 1984,58: 475-482
17. CARMICHAEL FA, HIRSCHMANN PN, SCAIFE B, SHEARD L, MACKENZIE A. A comparison of the diagnostic utility of two image receptors for panoramic radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 2000,29: 57-60
18. SEWERIN IP. Clinical testing of the Ultra-Vision screen-film system for maxillofacial radiography. *Oral Surg* 1994,77: 302-307
19. McDAVID WD, DOVE SB, WELANDER U, TRONJE G. Direct digital extraoral radiography of the head and neck with a solid-state linear x-ray detector. *Oral Surg* 1992,74: 811-817
20. McDAVID WD, DOVE SB, WELANDER U, TRONJE G. Electronic system for digital acquisition of rotational panoramic radiographs. *Oral Surg* 1991,71: 499-502
21. DOVE SB, McDAVID WD. Digital panoramic and extraoral imaging. *Dent Clin North Am* 1993,37: 541-551
22. McDAVID WD, WELANDER U, DOVE SB, TRONJE G. Digital imaging in rotational panoramic radio-graphy. *Dentomaxillofac Radiol* 1995,24: 68-75
23. FARMAN TT, KELLY M, FARMAN A. The OP100 Digipan. Evaluation of the image layer, magnification factors and dosimetry. *Oral Surg* 1997,83: 281-287
24. DOVE SB, McDAVID WD, WELANDER U, TRONJE G. Preliminary evaluation of a digital system for rotational panoramic radiography. *Oral Surg* 1992,73: 623-632
25. McDAVID WD, DOVE SB, WELANDER U, TRONJE G. Dimensional reproduction in direct digital panoramic radiography. *Oral Surg* 1993,75: 523-527
26. FARMAN TT, FARMAN A, KELLY MS, FIRRIOLO FJ, YANCEY JM, STEWART AV. Charge coupled device panoramic radiography: effect of beam energy on radiation exposure. *Dentomaxillofac Radiol* 1998,27: 36-40
27. DULA K, SANDERINK GCH, Van Der STELT PF, MINI R, NAT P, BUSER D. Effects of dose reduction on the detectability of standardized radiolucent lesions in digital panoramic radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Oral Endodon* 1998,86: 227-233
28. SCHULZE R, KRUMMENAUER F, SCHALLDACH F, D'HOEDT B. Precision and accuracy of measurements in digital panoramic radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 2000,29: 52-56
29. VRIJENS NMP, STROMMER P. Physical evaluation of the Planmeca digital panoramic system. *Dentomaxillofac Radiol* 1999,28: 270-271
30. ROSE A. The sensitivity performance of the human eye on an absolute scale. *J Opt Soc Am* 1948,38: 196-208
31. KASHIMA I, KANNO M, HIGASHI T, TAKANO M. Computed panoramic tomography with scanning laser-stimulated luminescence. *Oral Surg* 1985,60: 448-453
32. KASHIMA I, TAJIMA K, NISHIMURA K et al. Diagnostic imaging of diseases affecting the mandible with the use of computed panoramic radiography. *Oral Surg* 1990,70: 110-116
33. KASHIMA I, BANDO S, KANISHI D et al. Bone trabecular pattern analysis in Down syndrome with the use of computed panoramic

- radiography. *Oral Surg* 1990,70: 360-364
34. MENIG JJ. The DenOptix digital radiographic system. *J Clin Orthod* 1999,7: 407-410
35. GIIBELS F, SANDERINK G, BOU SEHAL C, PAUWELS H, JACOBS R. Organ doses and subjective image quality of indirect digital panoramic radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 2001,30: 308-313

ΔΙΕΥΘΥΝΣΗ ΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΑΣ:

Μάστορης Μιχάλης
Κηφισίας 135
151 24 Μαρούσι
ΑΘΗΝΑ

ΜΕΣΑ ΔΙΑΜΟΡΦΩΣΗΣ ΚΑΙ ΛΕΙΑΝΣΗΣ ΤΩΝ ΣΥΝΘΕΤΩΝ ΡΗΤΙΝΩΝ

Φ. ΜΠΑΧΑ*, Γ. ΔΟΥΒΙΤΣΑΣ**, Χ. ΠΑΞΙΜΑΔΑ***

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Κατά την κλινική χρήση των σύνθετων ρητινών, ιδιαίτερης προσοχής χρήζει η λείανση της αποκατάστασης. Η απόδοση λείας εξωτερικής επιφάνειας επηρεάζει την αισθητική, την αντίσταση σε επανατερηδονισμό και αποτριβή και την υγεία των παρακείμενων περιοδοντικών ιστών και επομένως τη διάρκεια ζωής της αποκατάστασης. Η τελείωση των σύνθετων ρητινών διακρίνεται σε διαμόρφωση και λείανση, όπου το πρώτο στάδιο αποσκοπεί στην αφαίρεση των περισσειών και την απόδοση φυσιολογικού περιγράμματος και ανατομικότητας, ενώ το δεύτερο στη μείωση της επιφανειακής αδρότητας και την επίτευξη της κατά το δυνατό πιο λείας και σπιλπνής επιφάνειας. Σε κάθε στάδιο χρησιμοποιούνται λειαντικά μέσα με όλο και μικρότερο μέγεθος αποτριπτικών κόκκων. Στο στάδιο της διαμόρφωσης χρησιμοποιούνται φρέζες καρβιδίου του τουγκστενίου, εγγλυφίδες διαμαντόσκονης και αδρόκοκκοι δίσκοι και στο στάδιο της λείανσης χρησιμοποιούνται ελαστικά, λεπτόκοκκοι δίσκοι και ταινίες λείανσης, πάστες στίλβωσης και επικάλυψη με υγρή ρητίνη. Το ίδιο το είδος της σύνθετης ρητίνης επηρεάζει την αδρότητα της επιφάνειας, κυρίως σε σχέση με το μέγεθος, το ποσοστό και τη σκληρότητα των περιεχόμενων ενισχυτικών ουσιών.

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η απόδοση αλλά και η διατήρηση λείας επιφάνειας σε μία αποκατάσταση σύνθετης ρητίνης κατέχουν εξέχοντα ρόλο, αφού σχετίζονται άμεσα με τη διάρκεια ζωής της, την αισθητική της απόδοση και την υγεία των παρακείμενων περιοδοντικών ιστών. Η επιφανειακή αδρότητα της αποκατάστασης ευνοεί την κατακράτηση μικροβιακής πλάκας και χρωστικών, και κατά συνέπεια αυξάνει τον κίνδυνο ανάπτυξης δευτερογενούς τερηδόνας και φλεγμονής του περιοδοντίου, παραβλάπτει την αισθητική της και μειώνει την αντίστασή της στην αποτριβή¹.

Είναι γενικά αποδεκτό, από την κλινική πράξη και τις ερευνητικές εργασίες, ότι η επιφάνεια των σύνθετων ρητινών που πολυμερίζεται σε επαφή με την ταινία κελλουλοΐτη, είναι πολύ πιο λεία και σπιλπνή από την επιφάνεια που είναι δυνατό να επιτευχθεί με οποιαδήποτε μέθοδο λείανσης²⁻⁷. Στην επιφάνεια όμως αυτή, βρίσκεται ένα στρώμα μεγάλης περιεκτικότητας σε ρητίνη, πάχους μερικών εκατοντάδων Å, το οποίο αν παραμείνει, συμβάλλει στην επιτάχυνση του ρυθμού αποτριβής του υλικού⁸. Επιπλέον, έχει βρεθεί ότι δοκίμια σύνθετης ρητίνης που πολυμερίστηκαν σε επαφή με ταινία, παρουσίασαν μεγαλύτερο αποχρωματισμό από δοκίμια που λειάνθηκαν, 48 ώρες μετά το φωτοπολυμερισμό τους⁹. Πρόσφατη ερευνητική εργασία έδειξε, ότι η σκληρότητα της επιφάνειας που πολυμερίστηκε σε επαφή με ταινία, ήταν μικρότερη από τη σκληρότητα της επιφάνειας που λειάνθηκε, τουλάχιστον για τις έξι πρώτες ημέρες μετά το φωτοπολυμερισμό, κάνοντας για την περίοδο αυτή τις επιφάνειες που δεν έχουν λειανθεί πιο ευπαθείς σε αποχρωματισμό ή αποτριβή¹⁰.

* Οδοντίατρος, Μεταπτυχιακό Δίπλωμα Βιοϋλικών Οδοντιατρικής Σχολής Πανεπιστημίου Αθηνών.

** Αναπληρωτής Καθηγητής Οδοντικής Χειρουργικής Πανεπιστημίου Αθηνών.

*** Επίκουρη Καθηγήτρια Οδοντικής Χειρουργικής Πανεπιστημίου Αθηνών.

ΟΡΟΙ ΕΥΡΕΤΗΡΙΑΣΜΟΥ: Λείανση, Στίλβωση, Σύνθετη ρητίνη, Επιφανειακή αδρότητα.

Στην κλινική πράξη όμως, σχεδόν πάντα είναι αναγκαία η διαμόρφωση μιας αποκατάστασης σύνθετης ρητίνης, προκειμένου να αποδοθεί επακριβώς η μορφολογία και το φυσιολογικό περίγραμμα^{3,11}.

Η διαδικασία τελείωσης μιας αποκατάστασης σύνθετης ρητίνης, σκοπό έχει αφ' ενός την αφαίρεση των περισσειών του υλικού και την ανατομική διαμόρφωση και αφ' ετέρου την απόδοση λείας και στιλπνής επιφάνειας. Διακρίνεται αντίστοιχα σε διαμόρφωση, λείανση και στιλβωση και σε κάθε στάδιο χρησιμοποιούνται λειαντικά μέσα με όλο και μικρότερο μέγεθος αποτριπτικών κόκκων¹.

Η ποιότητα της τελικής επιφάνειας που καταλείπεται από τη λείανση, εξαρτάται από παράγοντες που σχετίζονται με τα λειαντικά μέσα και την τεχνική χρήσης τους και από παράγοντες σχετικούς με το ίδιο το υλικό αποκατάστασης. Σε γενικές γραμμές, οι σύνθετες ρητίνες μπορούν να δημιουργήσουν την πιο λεία επιφάνεια, συγκριτικά με τα υπόλοιπα υλικά που προτείνονται για άμεσες αισθητικές αποκαταστάσεις¹.

Από πλευράς παραγόντων που αφορούν στη σύνθετη ρητίνη, καθοριστικό σε σχέση με την επιφανειακή αδρότητα είναι το είδος των ενισχυτικών ουσιών που περιέχει. Η ρητινώδης μήτρα, όντας πιο μαλακή από τις ενισχυτικές ουσίες, αποτρίβεται περιφερειακά τους, αφήνοντάς τις να προεξέχουν από την επιφάνεια ή και να αποκολλώνται από αυτήν, καταλείποντας έντονες ανωμαλίες¹². Τα σκευάσματα που περιέχουν χαλαζία παρουσιάζουν αδρότερη επιφάνεια και λειαίνονται δυσκολότερα από εκείνα που περιέχουν γυαλί ως ενισχυτική ουσία, αφού οι κόκκοι του χαλαζία έχουν όχι μόνο μεγαλύτερη σκληρότητα αλλά και πιο ανώμαλο σχήμα¹³. Αντίθετα, τα πυριτικά γυαλιά, όντας σημαντικά πιο μαλακά, βελτιώνουν τη δυνατότητα λείανσης της επιφάνειας¹⁴.

Επίσης, σε μελέτες με επιφανειακό σκληρόμετρο Rockwell (Rockwell superficial hardness tester), παρατηρήθηκε ότι όσο μεγαλύτερη σκληρότητα έχει η σύνθετη ρητίνη, τόσο μεγαλύτερη αδρότητα παρουσιάζει μετά τη λείανση, και ότι αυτή η σκληρότητα αυξάνεται ανάλογα με το ποσοστό των περιεχόμενων ενισχυτικών ουσιών¹⁵.

Ένας ακόμη βασικός παράγοντας, είναι το μέγεθος των ανόργανων ενισχυτικών ουσιών, η αύξηση του οποίου προκαλεί αύξηση της αδρότητας¹⁴. Όταν το μέγεθος αυτό είναι μικρότερο από 1μm, η σύνθετη ρητίνη μπορεί να λειανθεί άφογα. Όταν το μέγεθος των ανόργανων ενισχυτικών ουσιών είναι από 1μm έως 8μm και ειδικά πάνω από 6μm, δεν μπορεί να επιτευχθεί τέλεια λείανση και η επιφάνεια της ρητίνης είναι πιο θαμπή. Τέλος, όταν το μέγεθος των ανόργανων ενισχυτικών ουσιών υπερβαίνει τα 10μm, η ρητίνη δεν μπορεί να στιλβωθεί και η επιφάνειά της είναι τελείως θαμπή και δεν αντανακλά το φως¹⁶. Σύμφωνα με τα παραπάνω, οι μικρόκοκκες σύνθετες ρητίνες μπορούν να επιτύχουν την καλύτερη λείανση, οι αδρόκοκκες τη χειρότερη, ενώ οι υβριδικές λειαίνονται σε ένα ενδιάμεσο επίπεδο^{16,17}.

ΛΕΙΑΝΤΙΚΑ ΜΕΣΑ

Η ποικιλία των εργαλείων και μέσων που προτείνονται για διαμόρφωση, λείανση και στιλβωση των αποκαταστάσεων σύνθετης ρητίνης είναι πραγματικά πολύ μεγάλη.

Ιδανικό λειαντικό μέσο θεωρείται εκείνο που μπορεί να κόβει τις ενισχυτικές ουσίες χωρίς να τις εκτοπίζει και να στιλβώνει χωρίς να καταστρέφει την επιφάνεια του υλικού αποκατάστασης και της παρακείμενης αδαμαντίνης¹⁸. Συγκεκριμένα, τα χαρακτηριστικά των λειαντικών μέσων που καθορίζουν την απόδοση λείας επιφάνειας είναι ο αριθμός των λεπίδων, η σκληρότητα και το μέγεθος των αποτριπτικών κόκκων, αλλά και ο δεσμός κόκκων - υποστρώματος. Η σκληρότητα των κόκκων πρέπει να είναι μεγαλύτερη από τη σκληρότητα των ενισχυτικών ουσιών της σύνθετης ρητίνης. Το μέγεθος των κόκκων πρέπει να είναι τόσο μικρό, ώστε οι αμυχές που δημιουργούν να μη ξεπερνούν σε εύρος το μήκος κύματος του ορατού φωτός, με αποτέλεσμα το φως να αντανακλάται και η αποκατάσταση να φαίνεται στιλπνή. Σχετικά με το δεσμό κόκκων - υποστρώματος, πιο αποτελεσματικά θεωρούνται τα λειαντικά μέσα στα οποία οι κόκκοι δεν κατακερματίζονται και είναι σταθερά προσκολλημένοι στο υπόστρωμα.

Βασικό είναι να χρησιμοποιείται για κάθε επιφάνεια το κατάλληλο σχήμα λειαντικού εργαλείου. Επιπλέον, πρέπει διαρκώς κατά τη διαδικασία της λείανσης να αφαιρούνται τα όποια υπολείμματα του προηγούμενου αδρότερου λειαντικού, ώστε να μην εμποδίζεται η δράση των πιο λεπτόκοκκων. Τέλος, προτείνεται κατά τη στίλβωση να διατηρείται η ίδια κατεύθυνση κίνησης του εργαλείου, ενώ ο χρόνος που αφιερώνεται στην τελείωση της αποκατάστασης να αποτελεί ένα σημαντικό μέρος του συνολικού χρόνου^{4,5,15,19-22}.

1. Εγγλυφίδες διαμαντόσκονης (Διαμάντια)

Τα διαμάντια προτείνονται για τη διαμόρφωση των αποκαταστάσεων σύνθετης ρητίνης και την αφαίρεση της περίσσειας του υλικού^{14,23}. Όσο μεγαλύτερο είναι το μέγεθος των κόκκων τους, τόσο μεγαλύτερη αδρότητα δημιουργούν. Λειτουργούν περισσότερο με εκτόπιση και κατακερματισμό των ενισχυτικών ουσιών, παρά με αποτριβή τους, καταλείποντας στην επιφάνεια του υλικού χαρακτηριστικές γραμμώσεις²⁴. Η χρήση τους στο όριο αδαμαντίνης - ρητίνης απαιτεί προσοχή, αφού μπορούν, ιδιαίτερα αν οι κόκκοι τους είναι μεγαλύτεροι από 45μm, να δημιουργήσουν αυλακώσεις της αδαμαντίνης^{25,26}.

Κυκλοφορούν σε μεγάλη ποικιλία σχημάτων και μεγεθών, ανάλογων με τις ανατομικές ιδιαιτερότητες της επιφάνειας που θα διαμορφώσουν.

2. Φρέζες καρβιδίου του τουγκστενίου (Carbide)

Οι φρέζες carbide χρησιμοποιούνται επίσης στο στάδιο της διαμόρφωσης και υπάρχουν σε μεγάλη ποικιλία σχημάτων και μεγεθών. Όσο μικρότερος είναι ο αριθμός των λεπίδων τους τόσο αδρότερη είναι η επιφάνεια που καταλείπουν. Θρυμματίζουν ή εκτοπίζουν τις ενισχυτικές ουσίες των σύνθετων ρητινών, δημιουργώντας κυματοειδή επιφάνεια με εσοχές και εξάρσεις^{2,6}. Η χρήση τους στο όριο αδαμαντίνης - αποκατάστασης απαιτεί προσοχή, αφού κυρίως η συχνότερα χρησιμο-

ποιούμενη φρέζα των 12 λεπίδων δημιουργεί μία κυματοειδή επιφάνεια στην αδαμαντίνη, με πυκνές περιοχές που φέρουν σημάδια αποτριβής^{16,26,27}.

Η διαμόρφωση με φρέζες carbide φαίνεται πως δημιουργεί ανωμαλίες στην επιφάνεια της σύνθετης ρητίνης, που είναι δύσκολο να εξομαλυνθούν με τα λειαντικά που χρησιμοποιούνται για περαιτέρω λείανση²⁸.

Τόσο οι φρέζες carbide, όσο και τα διαμάντια, χρησιμοποιούνται σε χειρολαβές υψηλών ταχυτήτων με καταιονισμό νερού. Φαίνεται όμως, ότι και τα δύο αυτά εργαλεία διαμόρφωσης, λόγω της ταχείας περιστροφής τους, δημιουργούν μεγάλη επιφανειακή ενέργεια, ικανή να παράγει μικρορωγμές στην επιφάνεια της ρητίνης, που μπορεί να εκτείνονται σε βάθος έως και 50μm και θεωρείται ότι προκαλούν μείωση της αντίστασης του υλικού στην αποτριβή²⁹.

Επιπλέον, η επιφάνεια της σύνθετης ρητίνης που προκύπτει από την επίδραση διαμαντιών και φρεζών carbide λείανσης, είναι ιδιαίτερα αδρή και απαιτεί περαιτέρω λείανση με άλλα λειαντικά μέσα^{4,5,16,24,27,30-32}.

3. Ελαστικά λείανσης

Τα ελαστικά λείανσης χρησιμοποιούνται μετά τη διαμόρφωση των αποκαταστάσεων σύνθετης ρητίνης, για να μειώσουν την επιφανειακή αδρότητα που καταλείπουν τα μέσα διαμόρφωσης. Λόγω των ποικίλων σχημάτων και μεγεθών τους μπορούν να προσπελάσουν κώλες και μασητικές επιφάνειες, περιοχές δηλαδή δυσπρόσιτες στους δίσκους.

A. Ελαστικά λείανσης Vivadent

Τα ελαστικά λείανσης Vivadent (γκρι και πράσινο) έχουν ως αποτριπτικό διοξειδίο του πυριτίου, που είναι επίσης το κύριο συστατικό των ενισχυτικών ουσιών στις μικρόκοκκες σύνθετες ρητίνες. Θεωρούνται αποτελεσματικά μόνο στις μικρόκοκκες ρητίνες και, πιθανόν, στις υβριδικές με μικρά σωματίδια^{15,33,34}.

Η επίδραση των ελαστικών στην αδαμαντίνη προκαλεί, περισσότερο το γκρι και λιγότερο το πράσινο, επιφανειακές παράλληλες πυκνές γραμμώσεις²⁶.

B. Ελαστικά λείανσης Kenda

Τα ελαστικά Kenda έχουν ως αποτριπτικό οξειδίο του αργιλίου με μέγεθος κόκκου 45μm το κίτρινο και 5μm το γαλάζιο.

Φαίνεται πως στις υβριδικές σύνθετες ρητίνες δημιουργούν ικανοποιητικές επιφάνειες, ειδικά εάν ως μέσο διαμόρφωσης έχουν χρησιμοποιηθεί φρέζες carbide³.

Γ. Ελαστικά λείανσης Enhance

Τα ελαστικά Enhance έχουν ως αποτριπτικό οξειδίο του αργιλίου με μέγεθος κόκκων 45μm και υπάρχουν σε τρία διαφορετικά σχήματα. Συνοδεύονται από δύο πάστες στίλβωσης που έχουν επίσης οξειδίο του αργιλίου ως αποτριπτικό, με μέγεθος κόκκων 1μm και 0,3μm αντίστοιχα^{4,18}.

Φαίνεται ότι το σύστημα Enhance δίνει ικανοποιητικές τιμές αδρότητας στις υβριδικές σύνθετες ρητίνες, ενώ στις μικρόκοκκες οι τιμές είναι ιδιαίτερα χαμηλές^{5,12,16,35}. Πολύ καλά αποτελέσματα σε μικροϋβριδικές ρητίνες βρέθηκαν, όταν τα ελαστικά και οι πάστες του συστήματος Enhance χρησιμοποιήθηκαν μετά τη διαμόρφωση με λεπτόκοκκα διαμάντια²⁸.

Αρκετές όμως ερευνητικές εργασίες αναφέρουν, ότι τα ελαστικά Enhance δημιουργούν στις υβριδικές ρητίνες αδρότερες επιφάνειες, αφαιρώντας εκλεκτικά τη ρητινώδη μήτρα και αφήνοντας τις ενισχυτικές ουσίες να προέχουν^{4,11,18,31}.

Δ. Ελαστικά λείανσης Shofu

Τα ελαστικά λείανσης Shofu (καφέ και γαλάζιο) φαίνεται ότι δημιουργούν τις καλύτερες επιφάνειες στις μικρόκοκκες σύνθετες ρητίνες, σε αντίθεση με τις υβριδικές, όπου η επιφάνεια που καταλείπεται είναι μάλλον αδρή και ματ^{30,36}.

4. Αποτριπτικά βουρτσάκια στίλβωσης (Occlubrush)

Τα βουρτσάκια occlubrush (Hawe Neos) αποτελούνται από ειδικής σύνθεσης ισχυρές πολυανθρακούχες ίνες, εμποτισμένες με σωματίδια καρβιδίου του πυριτίου. Κυκλοφορούν σε τρία διαφορετικά σχήματα και αρχικά προτάθηκαν για τη στίλβωση μασητικών αποκατα-

στάσεων με σύνθετες ρητίνες. Δεν μπορούν να μειώσουν την επιφανειακή αδρότητα που δημιουργείται από τα λεπτόκοκκα διαμάντια τόσο πολύ όσο οι δίσκοι Soflex, δημιουργούν όμως πιο στιλπνές επιφάνειες από τον υπερλεπτόκοκκο δίσκο. Επιπλέον, δεν έχουν καταστρεπτική επίδραση στο όριο αδαμαντίνης - αποκατάστασης ή στην παρακαείμενη αδαμαντίνη³⁷.

5. Δίσκοι λείανσης

Οι δίσκοι λείανσης χρησιμοποιούνται για να μειώσουν την αδρότητα που καταλείπουν τα μέσα διαμόρφωσης. Όσον αφορά στη χρήση τους με ή χωρίς καταιονισμό νερού, υποστηρίζεται ότι η λείανση σε υγρό περιβάλλον εμποδίζει την υπερθέρμανση του δοντιού, προλαμβάνει την αφυδάτωση της ρητίνης, αυξάνει την αποτριπτική ικανότητα του λειαντικού κρατώντας τις κοπτικές επιφάνειες καθαρές από υπολείμματα και παρεμποδίζει τη δημιουργία αμυχών στην επιφάνεια του υλικού από ελεύθερους εκτοπισμένους αποτριπτικούς κόκκους²³.

A. Δίσκοι Soflex

Είναι οι πιο αντιπροσωπευτικοί της κατηγορίας και περιέχουν ως αποτριπτικό οξειδίο του αργιλίου (Al_2O_3). Οι αποτριπτικοί κόκκοι είναι εμβυθισμένοι σε ρητινώδες υπόστρωμα πολυουρεθάνης και έχουν συντελεστή σκληρότητας 9 στην κλίμακα Mohr's^{11,21,26}.

Υπάρχουν σε τέσσερις διαφορετικές αδρότητες (coarse, medium, fine, superfine), με αντίστοιχα μεγέθη αποτριπτικών κόκκων 100μm, 40μm, 24μm και 8μm^{4,19}.

Λειτουργούν αποτρίβοντας τις ενισχυτικές ουσίες των σύνθετων ρητινών, λόγω της μεγάλης σκληρότητας των κόκκων τους²¹. Η ευκαμπτότητά τους, τους επιτρέπει να κατανέμουν την πίεση σε μεγαλύτερη επιφάνεια, λόγω του σχήματός τους όμως αποτρίβουν μόνο τις υπεργέρσεις της επιφάνειας²⁶. Υποστηρίζεται επίσης, ότι η κίνηση των δίσκων, με την επιφάνειά τους κάθετη στον άξονα περιστροφής τους, συντελεί στη δημιουργία λείας επιφάνειας²⁰.

Ο αδρόκοκκος δίσκος Soflex, λόγω του μεγάλου μεγέθους των κόκκων του, αφαιρεί υλικό και δημιουργεί αδρές επιφάνειες. Παρόλα αυ-

τά, η κατά σειρά χρήση του μεσαίου και υπερ-λεπτόκοκκου δίσκου Soflex, στις περισσότερες υβριδικές και μικρόκοκκες σύνθετες ρητίνες δημιουργεί πιο λείες επιφάνειες από πολλά ελαστικά λείανσης^{4,5,15,30,31,38} ή άλλους δίσκους λείανσης²⁸.

Υπάρχουν όμως και ερευνητικές εργασίες που υποστηρίζουν ότι οι δίσκοι Soflex δημιουργήσαν σε μικρόκοκκες ρητίνες επιφάνειες λιγότερο λείες από τα ελαστικά του συστήματος Enhance^{5,12}.

Σε σχέση με την επίδραση των δίσκων Soflex στην αδαμαντίνη, έχει βρεθεί ότι κυρίως ο αδρός και λιγότερο ο μεσαίος, δημιουργούν γραμμώσεις στην επιφάνειά της²⁶.

B. Δίσκοι καρβιδίου του πυριτίου

Η κατά σειρά χρήση των δίσκων καρβιδίου του πυριτίου fine, x-fine και xx-fine, δημιουργεί στις σύνθετες ρητίνες λείες επιφάνειες, παρόμοιες με τις επιφάνειες που δημιουργούν οι δίσκοι Soflex^{17,33}.

Σε μικροϋβριδικές σύνθετες ρητίνες βρέθηκε, ότι αν οι δίσκοι καρβιδίου του πυριτίου (Vivadent) χρησιμοποιηθούν ως ενδιάμεσο στάδιο λείανσης, μεταξύ διαμαντιών διαμόρφωσης και δίσκων Soflex, συντελούν στη δραστική μείωση των τιμών της επιφανειακής αδρότητας²⁸.

Γ. Δίσκοι διαμαντόσκονης

Οι δίσκοι διαμαντόσκονης Flexi-Di (Hi-Di) δημιουργούν σε αρκετά σκευάσματα σύνθετων ρητινών, αδρότερες επιφάνειες από τους δίσκους οξειδίου του αργιλίου, με πολλές αυλακώσεις, εξαιτίας της αποτριβής της επιφάνειας από τους κόκκους διαμαντιού⁶.

Δ. Δίσκοι πυριτικού ζirkονίου

Δημιουργούν επιφάνειες με τιμές αδρότητας ανάλογες με εκείνες που καταλείπουν οι δίσκοι καρβιδίου του πυριτίου³³.

E. Δίσκοι Super-Snap Rainbow (Shofu)

Οι δίσκοι Super-Snap Rainbow (Shofu) υπάρχουν σε τέσσερις αδρότητες 40μm, 28μm, 16μm και 8μm. Δημιουργούν αντίστοιχες επιφάνειες με τους δίσκους Soflex^{19,38}. Η χρήση των δίσκων Super-Snap απαιτεί προσοχή, διότι εξαιτί-

ας της ακαμψίας τους η περιφέρειά τους τείνει να χαράζει την επιφάνεια του υλικού³⁹.

6. Ταινίες λείανσης

Οι ταινίες λείανσης έχουν ως αποτριπτικό οξείδιο του αργιλίου. Προτείνονται για τη λείανση εμφράξεων σύνθετων ρητινών στις όμορες επιφάνειες των προσθίων δοντιών, όπου χρησιμοποιούνται χωρίς νερό, κοντά στο αυχενικό όριο της αποκατάστασης και χωρίς να φθάνουν στο σημείο επαφής^{16,27}.

7. Πάστες στίλβωσης

Προτείνονται για την τελική στίλβωση μικρόκοκκων και υβριδικών σύνθετων ρητινών^{16,27,40}. Συνήθως έχουν ως αποτριπτικό κόκκους οξειδίου του αργιλίου μεγέθους 0,1-0,3μm. Χρησιμοποιούνται με τη βοήθεια δίσκων ή ελαστικών.

Η αποτελεσματικότητά τους στην επίτευξη στιλπνής επιφάνειας οφείλεται στο μικρό μέγεθος των κόκκων τους, αλλά και στη σκληρότητά τους, που είναι μεγαλύτερη από τη σκληρότητα των ενισχυτικών ουσιών χαλαζία²².

Επιπλέον, η απόδοσή τους εξαρτάται από το μέσο με το οποίο φέρονται στην υπό λείανση επιφάνεια^{11,18}.

8. Επικάλυψη με υγρή ρητίνη

Η επικάλυψη των αποκαταστάσεων σύνθετης ρητίνης με υγρές ρητίνες, γνωστές ως enamel glazes, προτείνεται για τη βελτίωση της ποιότητας της επιφάνειάς τους και τη μείωση της αδρότητας, καλύπτοντας τις μικροανωμαλίες της επιφάνειας και των ορίων, παρ' όλο που δεν είναι ξεκαθαρισμένη η μακροπρόθεσμη συμπεριφορά αυτής της τεχνικής^{16,40}.

Οι συγκεκριμένες υγρές ρητίνες, εξαιτίας του μειωμένου ιξώδους και της αυξημένης ικανότητας διαβροχής που διαθέτουν, μπορούν να διεισδύουν στις υποεπιφανειακές μικρορωγμές που προκαλούνται κατά τις διαδικασίες λείανσης και με αυτόν τον τρόπο να μειώσουν το ρυθμό αποτριβής της σύνθετης ρητίνης²⁹.

Η επικάλυψη με υγρή ρητίνη είναι αποδεκτή τεχνική, μόνο αν ο οδοντίατρος είναι προετοιμασμένος να την επανατοποθετεί σε τακτά χρονικά διαστήματα, αφού μέσα σε 12 μήνες

ένα σημαντικό μέρος της υγρής ρητίνης πιθανόν να έχει ήδη απομακρυνθεί⁴¹.

ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Από τα προαναφερθέντα γίνεται φανερό ότι η λείανση των αποκαταστάσεων σύνθετων ρητινών είναι μία απολύτως απαραίτητη κλινική διαδικασία, προκειμένου να εξασφαλιστεί η μακροβιότητα της αποκατάστασης, τόσο από πλευράς λειτουργικής όσο και αισθητικής.

Οι τεχνικές λείανσης των σύνθετων ρητινών σχετίζονται με τον αποχρωματισμό του υλικού με την πάροδο του χρόνου. Η ατελής λείανση των ορίων μιας έμφραξης σύνθετης ρητίνης συμβάλλει στον οριακό αποχρωματισμό, ενώ η ατελής λείανση της επιφάνειας δεν εξαλείφει την αδρότητα και, ως εκ τούτου, ευνοεί την κατακράτηση χρωστικών και τον επιφανειακό αποχρωματισμό. Η λείανση των ορίων μιας αποκατάστασης απαιτεί ιδιαίτερη προσοχή, αφού όλα σχεδόν τα λειαντικά μέσα επιδρούν και στην αδαμαντίνη, δημιουργώντας στην περιοχή του ορίου ρητίνης - αδαμαντίνης την εμφάνιση της γνωστής «άσπρης γραμμής»^{16,27}.

Η αδρότητα μιας επιφάνειας εκτιμάται με διάφορες μεθόδους μέτρησης, που διακρίνονται σε εργαστηριακές (Bendix Proficorder-Microcorder, Προφίλομετρία, SEM, LSR, Ανάκλαση φωτός) και κλινικές (Chandler, οπτικής παρατήρησης και ψηλάφησης, λήψης αποτυπώματος και μελέτης στο SEM). Οι συχνότερα χρησιμοποιούμενες είναι η προφίλομετρία, η ηλεκτρονική μικροσκοπία σάρωσης και η κλινική λήψη αποτυπώματος και μελέτη στο ηλεκτρονικό μικροσκόπιο σάρωσης.

Με το προφιλόμετρο μπορεί να εκφραστεί αριθμητικά η αδρότητα της επιφάνειας του δοκιμίου μέσω διαφόρων παραμέτρων, όπως ο μέσος όρος αδρότητας (Ra) ή η τιμή μέγιστης αδρότητας (Rmax)^{4,20}. Πλεονέκτημα του προφιλόμετρου θεωρείται η ικανότητά του να ανιχνεύει οποιαδήποτε ανωμαλία της επιφάνειας που εξετάζεται, σε αντίθεση με το ηλεκτρονικό μικροσκόπιο σάρωσης που δεν μπορεί να εκτιμήσει, ειδικά στις μεγαλύτερες μεγεθύνσεις, παρά μόνο ένα μικρό μέρος της συνολικής επιφάνειας^{18,28,31}. Η προφίλομετρία διακρίνεται σε

μηχανική, όπου η ακίδα ανίχνευσης του οργάνου είναι ένα λεπτό διαμάντι και σε οπτική, όπου αντί του διαμαντιού χρησιμοποιείται δέσμη φωτός. Φαίνεται πως η δεύτερη πλεονεκτεί έναντι της πρώτης, αφού η δέσμη φωτός σαρώνει την εξεταζόμενη επιφάνεια, ανιχνεύοντας μικροανωμαλίες στις οποίες το διαμάντι δεν μπορεί να διεισδύσει²⁸.

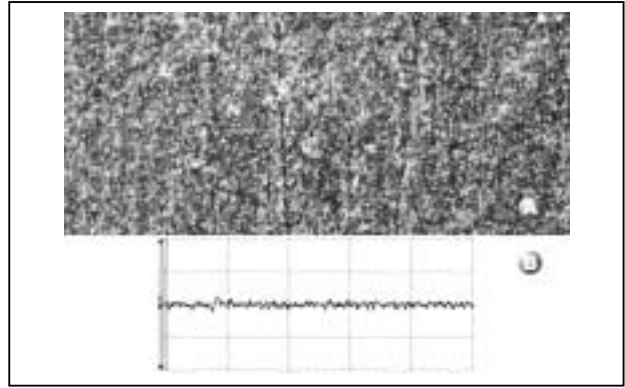
Με το ηλεκτρονικό μικροσκόπιο σάρωσης (SEM) είναι δυνατό να ληφθούν φωτογραφίες σε πολύ μεγάλες μεγεθύνσεις, οι οποίες προέρχονται από δευτερεύουσα εκπομπή ακτινοβολίας (SEI). Έτσι, εξετάζονται όλες οι λεπτομέρειες της επιφάνειας και συνάγονται συμπεράσματα που αφορούν στο μηχανισμό λείανσης. Πλεονεκτήματα της ηλεκτρονικής μικροσκοπίας σάρωσης έναντι της προφίλομετρίας, θεωρείται η ικανότητά της να αποκαλύπτει ποιοτικές διαφορές μεταξύ επιφανειών που παρουσιάζουν όμοιες τιμές αδρότητας σύμφωνα με την προφίλομετρία¹⁵.

Η τρίτη μέθοδος παρέχει τη δυνατότητα μελέτης της επιφάνειας εμφράξεων που έχουν τοποθετηθεί στο στόμα. Λαμβάνονται αποτυπώματα των υπό εξέταση επιφανειών - εμφράξεων με παχύρρευστη και λεπτόρρευστη σιλικόνη αθροιστικού τύπου και στη συνέχεια κατασκευάζονται εκμαγεία με εποξική ρητίνη. Τα εκμαγεία (replicas) εξετάζονται στο ηλεκτρονικό μικροσκόπιο σάρωσης^{2,42}.

Η αδρότητα της επιφάνειας που καταλείπεται από τη λείανση, εξαρτάται από το είδος της σύνθετης ρητίνης και συγκεκριμένα από το μέγεθος, το ποσοστό και τη σκληρότητα των περιεχόμενων ενισχυτικών ουσιών¹²⁻¹⁵. Ως εκ τούτου, τα διάφορα συστήματα λείανσης των αποκαταστάσεων σύνθετης ρητίνης είναι δυνατό να παρουσιάζουν διαφορετική λειαντική ικανότητα, ανάλογα με το σκεύασμα της σύνθετης ρητίνης στο οποίο επιδρούν. Μελέτη σε μικροϋβριδικές σύνθετες ρητίνες έδειξε ότι ο συνδυασμός φρέζας carbide και ελαστικών λείανσης δημιουργεί επιφάνειες που κλινικά είναι σχετικά λείες, αλλά μάλλον θαμπές (Εικ. 1 και 2). Αν μετά τη φρέζα ακολουθήσουν δίσκοι λείανσης, η επιφάνεια αποκτά στιλπνότητα, ενώ παρουσιάζεται πιο λεία τόσο στο ηλεκτρονικό μικροσκόπιο σάρωσης



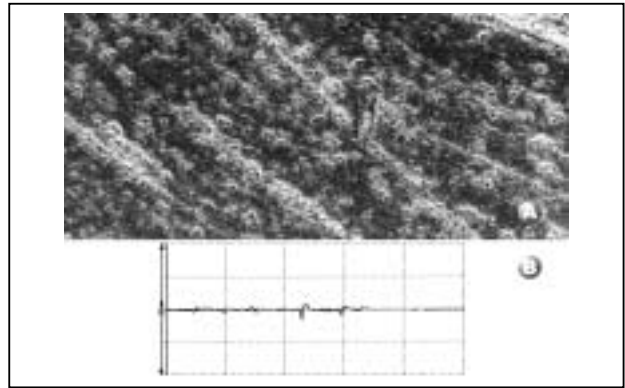
Εικ. 1. Κλινική εικόνα όψεων υβριδικής σύνθετης ρητίνης μετά τη λείανση με φρέζα carbide λείανσης 30 λεπίδων.



Εικ. 2. Μελέτη της σύνθετης ρητίνης μετά τη λείανση με φρέζα 30 λεπίδων και ελαστικά λείανσης Kendal αδρότητας 100μm, 20μm και 6μm: α) στο SEM, β) στο προφιλόμετρο. (Από: ΔΟΥΒΙΤΣΑΣ Γ, ΛΙΟΥΜΗ Ε, ΠΑΞΙΜΑΔΑ Χ. Μελέτη της λείανσης ρητινών υψηλού ιξώδους. Υπό δημοσίευση).



Εικ. 3. Κλινική εικόνα όψεων υβριδικής σύνθετης ρητίνης μετά τη λείανση με διαμάντι λείανσης 40μm.



Εικ. 4. Μελέτη της σύνθετης ρητίνης μετά τη λείανση με φρέζα 30 λεπίδων και δίσκους λείανσης Soflex αδρότητας 40μm, 24μm και 6μm: α) στο SEM, β) στο προφιλόμετρο. (Από: ΔΟΥΒΙΤΣΑΣ Γ, ΛΙΟΥΜΗ Ε, ΠΑΞΙΜΑΔΑ Χ. Μελέτη της λείανσης ρητινών υψηλού ιξώδους. Υπό δημοσίευση).

όσο και στην προφίλομετρική ανάλυση (Εικ. 3 και 4). Ο συνδυασμός διαμαντιού και ελαστικών λείανσης δημιουργεί επιφάνειες θαμπές, αλλά με κάπως μικρότερη αδρότητα από τον πρώτο συνδυασμό (Εικ. 5 και 6). Τέλος, ο συνδυασμός διαμαντιού και δίσκων λείανσης, δημιουργεί στιλπνές επιφάνειες που τόσο στο ηλεκτρονικό μικροσκόπιο σάρωσης όσο και στο προφιλόμετρο παρουσιάζουν τη μικρότερη αδρότητα από τους προηγούμενους συνδυασμούς (Εικ. 7 και 8).

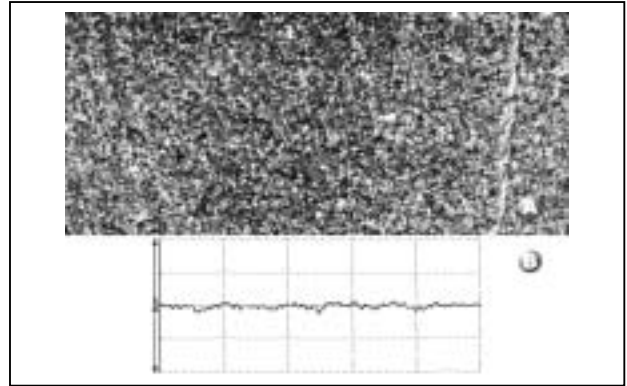
Αν και υπάρχουν διαφορές στην επιφανειακή αδρότητα που δημιουργείται από τα διάφο-

ρα μέσα διαμόρφωσης, φαίνεται πως σημαντικότερο ρόλο στην επίτευξη λείας επιφάνειας διαδραματίζουν τα μέσα λείανσης και στίλβωσης που χρησιμοποιούνται στη συνέχεια¹.

Φαίνεται ότι οι δίσκοι λείανσης οξειδίου του αργιλίου δημιουργούν πιο λείες επιφάνειες στα περισσότερα σκευάσματα σύνθετων ρητινών, γεγονός που μπορεί να αποδοθεί αφ' ενός στο σταθερό τρόπο σύνδεσης αποτριπτικών κόκκων και υποστρώματος του δίσκου και αφ' ετέρου στην ίδια την κίνηση που κάνουν οι δίσκοι, με τον άξονα περιστροφής τους κάθετο στην επιφάνεια του υλικού²⁰.



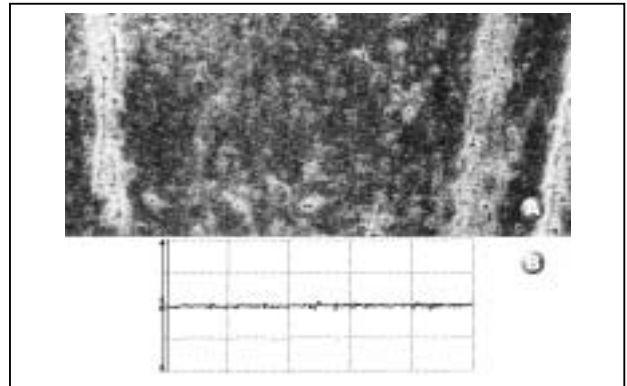
Εικ. 5. Κλινική εικόνα όψεων υβριδικής σύνθετης ρητίνης μετά τη λείανση με ελαστικά λείανσης Kenda αδρότητας 100 μ m, 20 μ m και 6 μ m.



Εικ. 6. Μελέτη της σύνθετης ρητίνης μετά τη λείανση με διαμάντι 40 μ m και ελαστικά λείανσης Kenda αδρότητας 100 μ m, 20 μ m και 6 μ m: α) στο SEM, β) στο προφιλόμετρο. (Από: ΔΟΥΒΙΤΣΑΣ Γ, ΛΙΟΥΜΗ Ε, ΠΑΞΙΜΑΔΑ Χ. Μελέτη της λείανσης ρητινών υψηλού ιξώδους. Υπό δημοσίευση).



Εικ. 7. Κλινική εικόνα όψεων υβριδικής σύνθετης ρητίνης μετά τη λείανση με δίσκους λείανσης Soflex αδρότητας 40 μ m, 24 μ m και 6 μ m.



Εικ. 8. Μελέτη της σύνθετης ρητίνης μετά τη λείανση με διαμάντι 40 μ m και δίσκους λείανσης Soflex αδρότητας 40 μ m, 24 μ m και 6 μ m: α) στο SEM, β) στο προφιλόμετρο. (Από: ΔΟΥΒΙΤΣΑΣ Γ, ΛΙΟΥΜΗ Ε, ΠΑΞΙΜΑΔΑ Χ. Μελέτη της λείανσης ρητινών υψηλού ιξώδους. Υπό δημοσίευση).

Μειονέκτημα των δίσκων θεωρείται η αδυναμία τους να προσπελάσουν κοίλες ή ανατομικά διαμορφωμένες επιφάνειες, όπως οι υπερρώιες ή οι μασητικές, με αποτέλεσμα η χρήση τους να περιορίζεται σε κυρτές ή σχετικά επίπεδες επιφάνειες, όπως οι προστομιακές.

Η ποικιλία όμως των σχημάτων των λειαντικών μέσων που κυκλοφορούν, επιτρέπει την επιλογή του κατάλληλου σχήματος για κάθε επιφάνεια, αφού διατίθενται διάφοροι τύποι και σχήματα ελαστικών και ψηκτρών για λείανση και στίλβωση, ικανοί να καλύψουν τις ανάγκες λείανσης των διαφόρων αποκαταστάσεων.

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

1. Μία αποκατάσταση σύνθετης ρητίνης χωρίς λείανση δεν θεωρείται ολοκληρωμένη.

2. Δεν υπάρχει λειαντικό σύστημα που να μπορεί να προταθεί για όλα τα σκευάσματα και όλες τις αποκαταστάσεις σύνθετων ρητινών.

3. Οι δίσκοι λείανσης οξειδίου του αργιλίου φαίνεται πως δημιουργούν πιο λείες επιφάνειες, εκεί φυσικά που μπορούν να χρησιμοποιηθούν.

SUMMARY

F. BAHA, G. DOUVITSAS, H. PAXIMADA

FINISHING AND POLISHING INSTRUMENTS FOR COMPOSITE RESINS

STOMATOLOGIA 2003,60(3): 114-123

Finishing and polishing of composite resins is very important in clinical practice. A restoration with a smooth surface is more esthetic, resists wear, retains less dental plaque and maintains the health of periodontal tissues. Consequently, surface roughness may affect the longevity of the restoration. The aim of finishing is the removal of material and achievement of the final anatomic form of the restoration. Polishing comprises the improvement of surface smoothness and of a glossy surface. For polishing, instruments with successive smaller abrasive grain size are used as well as rubber polishers, flexible disks, polishing strips and pastes or even application of a composite surface sealant. Tungsten carbide burs, fine diamond burs and coarse disks are used for finishing. Polishability of a composite resin restoration is affected not only by the polishing instrument but also by the restorative material itself, while several factors, like composition, filler volume, fraction, hardness and size distribution affect it.

KEY WORDS: Polishing, Finishing, Composite, Surface roughness.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. ΜΠΑΧΑ Φ. Λείανση Υλικών Αισθητικών Αποκαταστάσεων. *Μεταπτυχιακή Διπλωματική Εργασία, Αθήνα, 1998*
2. ΑΡΓΥΡΗ-ΑΧΗ Γ. Συμβολή στη μελέτη του τρόπου λείανσης διαφόρων σκευασμάτων σύνθετων ρητινών. Μελέτη με το scanning ηλεκτρονικό μικροσκόπιο. *Διδακτορική διατριβή, Αθήνα, 1984*
3. ΠΑΞΙΜΑΔΑ Χ, ΚΟΥΤΣΟΥΡΗ Ν, ΜΑΖΑΡΑΚΟΥ Π, ΔΟΥΒΙΤΣΑΣ Γ. Τεχνικές λείανσης αισθητικών υλικών. Μελέτη σε ηλεκτρονικό μικροσκόπιο σάρωσης. *Συγχ Οδοντ 1997,17: 77-86*
4. HONDRUM SO, FERNANDEZ R. Contouring, finishing and polishing class 5 restorative materials. *Oper Dent 1997,22: 30-36*
5. HOELSCHER DC, NEME AML, PINK FE, HUGHES PJ. The effect of three finishing systems on four esthetic restorative materials. *Oper Dent 1998,23: 36-42*
6. ΑΡΓΥΡΗ-ΑΧΗ Γ, ΒΟΥΓΙΟΥΚΛΑΚΗΣ Γ. Μέθοδοι λείανσης διαφόρων σκευασμάτων σύνθετων ρητινών. In vitro μελέτη με SEM. *Οδοντοστομ Προοδ 1985,39: 365-371*
7. ROEDER LB, TATE WH, POWERS JM. Effect of finishing and polishing procedures on the surface roughness of packable composites. *Oper Dent 2000,25: 534-543*
8. ΜΗΛΙΓΚΟΣ Θ, ΗΛΙΑΔΗΣ Γ. Μελέτη της κριτικής επιφανειακής τάσης γ_c των σύνθετων εμφρακτικών ρητινών. *Οδοντοστομ Προοδ 1989,44: 93-99*
9. HACHIYA Y, HOSODA H, FUSAYAMA T. Relation of finishing to discoloration of composite resins. *J Prosthet Dent 1984,52: 811-814*
10. PARK SH, KREJCI I, LUTZ F. Hardness of celluloid strip-finished or polished composite surfaces with time. *J Prosthet Dent 2000,83: 660-603*
11. ΤΖΟΥΤΖΑΣ Ι, ΚΑΚΑΜΠΟΥΡΑ Α, ΒΟΥΤΣΙΝΑ Χ. Μελέτη στο Η/Μ της επίδρασης διαφόρων τεχνικών στίλβωσης στην ελεύθερη επιφάνεια σκευασμάτων σύνθετων ρητινών. *Οδοντοστομ Προοδ 1994,48: 87-92*
12. CHUNG K. Effect of finishing and polishing procedures on the surface texture of resin composites. *Dent Mater 1994,10: 325-330*
13. HEUER GA, GARMAN TA, SHERRER JD, WILLIAMS HA. A clinical comparison of a quartz and glass-filled composite with a glass-filled composite. *JADA 1982,105: 246-247*
14. Van NOORT R. Introduction to Dental Materials. *Ed. Mosby, London, 1994*
15. TJAN AHL, CHAN CA. The polishability of posterior composites. *J Prosthet Dent 1989,61: 138-146*
16. JORDAN R. Esthetic Composite Bonding. Techniques and Materials. 2nd ed. *Mosby-Year Book Ink, St. Louis, 1993*
17. DENNISON JB, FAN PL, POWERS JM. Surface roughness of microfilled composites. *JADA 1981,102: 859-862*
18. KAPLAN BA, GOLDSTEIN GR, VIJAYARAGHARAN TV, NELSON IK. The effect of three polishing

- systems on the surface roughness of four hybrid composites: a profilometric and scanning electron microscopy study. *J Prosthet Dent* 1996,76: 34-38
19. PRATTEN DH, JOHNSON GH. An evaluation of finishing instruments for an anterior and posterior composite. *J Prosthet Dent* 1988,60: 154-158
 20. FRUITS TJ, MIRANDA FJ, COURTY TL. Effects of equivalent abrasive grit sizes utilizing different polishing motions on selected restorative materials. *Quint Int* 1996,277: 279-285
 21. LAMBRECHTS P, VANHERLE G. Observation and comparison of polished composite surfaces with the aid of SEM and profilometer. I. Following polishing procedures. *J Oral Rehabil* 1982,9: 169-182
 22. WEITMAN RT, EAMES WB. Plaque accumulation on composite surfaces after various finishing procedures. *JADA* 1975,91: 101-106
 23. DODGE WW, DALE RA, COOLEY RL, DUKE ES. Comparison of wet and dry finishing of resin composites with aluminum oxide discs. *Dent Mater* 1991,7: 18-20
 24. WHITEHEAD SA, WILSON HF. The nature and effects of composite finishing pastes. *J Dent* 1989,17: 234-240
 25. ΒΙΕΡΡΟΥ Α, ΕΜΜΑΝΟΥΗΛ Δ, ΠΑΝΤΑΛΕΩΝ-ΔΗΜΑΔΗ Φ. Λείανση και στίλβωση ρητινών υψηλής αντοχής. *Οδοντοστομ Προοδ* 1991,45: 337-345
 26. ΚΑΚΑΜΠΟΥΡΑ Α, ΧΡΥΣΑΦΙΔΗΣ Χ, ΒΟΥΓΙΟΥΚΛΑΚΗΣ Γ. Επίδραση των λειαντικών μέσων σύνθετων ρητινών στην επιφάνεια της αδαμαντίνης. *Ελλην Στομ Χρον* 1993,37: 101-108
 27. DAVIDSON DF, JORDAN RE, SUZUKI M. Esthetic conservative incisal restoration of anterior teeth. Part I. *J Can Dent Assoc* 1994,60: 301-304
 28. JONIoT SB, GRÉGOIRE GL, AUTHER AM, ROQUES YM. Three-dimensional optical profilometry analysis of surface states obtained after finishing sequences for three composite resins. *Oper Dent* 2000,25: 311-315
 29. RATANAPRIDAKUL K, LEINFELDER KF, THOMAS J. Effect of finishing on the in vivo wear rate of a posterior composite resin. *JADA* 1989,118: 333-335
 30. WILSON F, HEATH JR, WATTS DC. Finishing composite restorative materials. *J Oral Rehabil* 1990,17: 79-87
 31. TATE WH, POWERS JM. Surface roughness of composites and hybrid ionomers. *Oper Dent* 1996,21: 53-58
 32. CHRISTENSEN GJ. Don't underestimate the class II resin. *JADA* 1992,123: 103-104
 33. REINHARDT JW, DENEHY GE, CHAN KC, RITTMAN BRJ, HEITKAMP DJ, SMITH TF. Determining smoothness of polished microfilled composite resins. *J Prosthet Dent* 1983,49: 485-490
 34. CHEN RCS, CHAN DCN, CHAN KC. A quantitative study of finishing and polishing techniques for a composite. *J Prosthet Dent* 1988,59: 222-297
 35. CHRISTENSEN GJ. A new technique for restoration of worn anterior teeth. *JADA* 1995,126: 1543-1546
 36. HASSAN K, DHURU V, BRANTLEY W. Efficiency of two composite restorative finishing systems. A laboratory investigation. *J Dent Res* 1987,66: 211, Abstr 840
 37. KREJCI I, LUTZ F, BORETTI R. Resin composite polishing - filling the gaps. *Quint Int* 1999,30: 490-495
 38. SETCOS JC, TARIM B, SUZUKI S. Surface finish produced on resin composites by new polishing systems. *Quint Int* 1999,30: 169-173
 39. EIDE R, TVEIT AB. Finishing and polishing of composites. *Acta Odontol Scand* 1988,46: 307-312
 40. DIETSCHI D, SPREAFICO R. Adhesive Metal - Free Restorations. Current Concepts for the Esthetic Treatment of Posterior Teeth. *Quintessence Books*, 1997
 41. Van NOORT R. Controversial aspects of composite resin restorative materials. *Br Dent J* 1983,155: 380-385
 42. SMALES JR, GREAVEN JP. Evaluation of clinical methods for assessing the surface roughness of restorations. *J Prosthet Dent* 1979,58: 42-45

ΔΙΕΥΘΥΝΣΗ ΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΑΣ:

Μπαχά Φλωράνθη

Ηρώων Πολυτεχνείου 67

185 36 ΠΕΙΡΑΙΑΣ

ΣΙΑΛΟΛΙΘΙΑΣΗ ΕΛΑΣΣΟΝΩΝ ΣΙΑΛΟΓΟΝΩΝ ΑΔΕΝΩΝ ΑΝΑΦΟΡΑ ΠΕΡΙΠΤΩΣΗΣ

Ν. ΚΟΛΟΜΒΟΣ*, Χ. ΣΚΟΥΤΕΡΗΣ**, Δ. ΓΙΑΝΝΟΠΟΥΛΟΣ***, Α. ΑΓΓΕΛΟΠΟΥΛΟΣ****

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η σιαλολιθίαση των ελασσόνων σιαλογόνων αδένων γενικώς θεωρείται ότι είναι εξαιρετικά σπάνια. Παρόλα αυτά, η ανασκόπηση της διεθνούς βιβλιογραφίας αποδεικνύει, ότι η νοσολογική αυτή κατάσταση, δεν είναι τόσο σπάνια όσο θεωρείτο παλαιότερα. Επίσης, αναφέρεται ότι σε περιπτώσεις τοπικών διογκώσεων των χειλέων πρέπει να γίνεται διαφορική διάγνωση μεταξύ όγκων και σιαλολιθίασης ελάσσονος σιαλογόνου αδένου, ενώ η οριστική διάγνωση προκύπτει μόνο μετά από ιστοπαθολογική εξέταση. Στην παρούσα εργασία γίνεται αναφορά σε μία περίπτωση άρρενος ασθενούς, ηλικίας 54 ετών, ο οποίος προσήλθε στα Τακτικά Εξωτερικά Ιατρεία της Γναθοχειρουργικής Κλινικής του Γενικού Νοσοκομείου Αθηνών «Ο ΕΥΑΓΓΕΛΙΣΜΟΣ», παραπονούμενος για διόγκωση στην έσω επιφάνεια του άνω χείλους δεξιά, η οποία πρωτοεμφανίσθηκε προ έτους και έκτοτε συνέχισε να αυξάνεται. Η αρχική διάγνωση ήταν βλεννοκήλη ή όγκος ελάσσονος σιαλογόνου αδένου του άνω χείλους, αλλά τελικά, μετά τη χειρουργική αφαίρεση της βλάβης και την ιστοπαθολογική της εξέταση, αποδείχθηκε ότι επρόκειτο για σιαλολιθίαση ελάσσονος σιαλογόνου αδένου του άνω χείλους.

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Με τον όρο «σιαλολιθίαση» εννοείται η ύπαρξη ενασβεστωμένων οργανικών μαζών εντός των εκφορητικών πόρων ή του παρεγχύματος των σιαλογόνων αδένων^{1,2}.

Παρά τις διακυμάνσεις των ποσοστών που παρουσιάζονται σε διάφορες στατιστικές μελέτες στη διεθνή βιβλιογραφία, υπολογίζεται ότι σιαλόλιθοι απαντούν σε ποσοστό 85-92% στον υπογνάθιο σιαλογόνο αδένου, 6-10% απαντούν

στην παρωτίδα και το υπόλοιπο ποσοστό απαντά στους υπογλώσσιους και ελάσσονες σιαλογόνους αδένες¹⁻³.

Η σιαλολιθίαση των ελασσόνων σιαλογόνων αδένων θεωρείτο παλαιότερα ότι ήταν εξαιρετικά σπάνια, μιας και μέχρι το 1960 μόνο 3 περιπτώσεις είχαν ανακοινωθεί στη διεθνή βιβλιογραφία⁴. Από το 1979 όμως, που ανακοινώθηκαν 47 περιπτώσεις από τους Jensen, Howell και Rick, 49 περιπτώσεις από τους Anneroth και Hansen⁵ και 76 περιπτώσεις από τους Yamane και συν.⁴, δεν θεωρείται πλέον τόσο σπάνια^{1,3,6}.

Στην παρούσα εργασία γίνεται αναφορά σε μία περίπτωση σιαλολιθίασης ελάσσονος σιαλογόνου αδένου του άνω χείλους.

ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΠΕΡΙΠΤΩΣΗΣ

Άνδρας, ηλικίας 54 ετών, προσήλθε στα Τακτικά Εξωτερικά Ιατρεία της Γναθοχειρουργικής Κλινικής του Γενικού Νοσοκομείου Αθηνών «Ο

Από την Κλινική Στοματικής και Γναθοπροσωπικής Χειρουργικής του Γενικού Νοσοκομείου Αθηνών «Ο ΕΥΑΓΓΕΛΙΣΜΟΣ» και το Παθολογοανατομικό Εργαστήριο του Γενικού Νοσοκομείου Αθηνών «Ο ΕΥΑΓΓΕΛΙΣΜΟΣ».

* Γναθοχειρουργός, Υποψήφιος Διδάκτωρ.

** Αναπληρωτής Καθηγητής Στοματικής και Γναθοπροσωπικής Χειρουργικής.

*** Παθολογοανατόμος, Επιμελητής Β΄.

**** Καθηγητής Στοματικής και Γναθοπροσωπικής Χειρουργικής.

ΟΡΟΙ ΕΥΡΕΤΗΡΙΑΣΜΟΥ: Σιαλολιθίαση, Ελάσσονες σιαλογόνοι αδένες.

ΕΥΑΓΓΕΛΙΣΜΟΣ», παραπονούμενος για διόγκωση στην έσω επιφάνεια του άνω χείλους δεξιά, η οποία πρωτοεμφανίσθηκε προ έτους και έκτοτε συνέχισε να αυξάνεται.

Κατά την κλινική εξέταση διαπιστώθηκε ότι η διόγκωση ήταν ανώδυνη, ωοειδούς σχήματος με διαστάσεις 1,5x1cm, ενώ είχε σκληροελαστική σύσταση και ήταν σχετικά ευκίνητη. Ο υπερκείμενος βλεννογόνος ήταν φυσιολογικός. Η αρχική διάγνωση ήταν πλειόμορφο αδένωμα ελάσσονος σιαλογόνου αδένου του άνω χείλους ή βλεννοκίλη.

Με τοπική αναισθησία έγινε ωοειδής τομή του βλεννογόνου και αφαιρέθηκε η βλάβη, συμπεριλαμβανομένου και του όμορου ελάσσονα σιαλογόνου αδένου. Μακροσκοπικά έγινε ορατή η παρουσία μικρού λίθου.

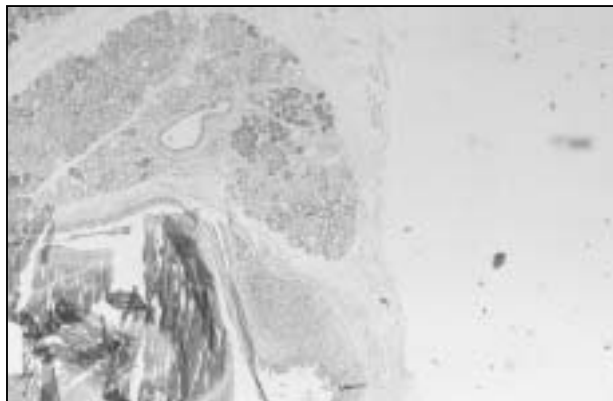
Κατά την ιστολογική εξέταση διαφάνηκε κυστική αλλοίωση επαλειφόμενη από πολύστοιβο μη κερατινοποιημένο πλακώδες επιθήλιο και κατά τόπους κροσσωτό, τοίχωμα από κοκκιώδη ιστό που διηθείτο από χρόνια φλεγμονώδη κύτταρα, κυρίως λεμφοκύτταρα και πλασματοκύτταρα, και τμήμα ελάσσονος σιαλογόνου αδένου (Εικ. 1). Σε μία θέση μέσα στη βλάβη διαπιστώθηκε η ύπαρξη ενασβεστιωμένου μορφώματος (Εικ. 2).

Συμπερασματικά, επρόκειτο για βλεννοκίλη ελάσσονος σιαλογόνου αδένου με παρουσία σιαλολίθου.

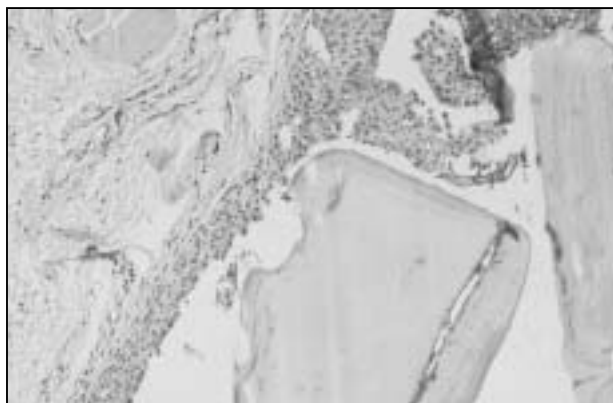
ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Σιαλολιθίαση είναι ο σχηματισμός λίθων στους εκφορητικούς πόρους των σιαλογόνων αδένων από εναπόθεση ανόργανων στοιχείων σε κάποιο πυρήνα που αποτελείται από οργανικά υλικά^{1,2,5}.

Η σιαλολιθίαση των ελασσόνων σιαλογόνων αδένων θεωρείτο παλαιότερα ότι ήταν σπάνια, όμως τα τελευταία χρόνια ανακοινώνονται συνεχώς στη διεθνή βιβλιογραφία σειρές νέων περιπτώσεων^{1,2,4-8}. Αυτό πιθανόν οφείλεται στην έλλειψη ενδιαφέροντος παλαιότερα ή στην αδυναμία αναγνώρισης της σιαλολιθίασης σε περιπτώσεις χρόνιας σιαλαδενίτιδας των ελασσόνων σιαλογόνων αδένων, όπου το αίτιο ήταν άγνωστο^{4,5}.



Εικ. 1. Τμήμα ελάσσονος σιαλογόνου αδένου και κυστική αλλοίωση επαλειφόμενη από πολύστοιβο μη κερατινοποιημένο πλακώδες επιθήλιο (και κατά τόπους κροσσωτό), με τοίχωμα από κοκκιώδη ιστό που διηθείται από χρόνια φλεγμονώδη κύτταρα (κυρίως λεμφοκύτταρα και πλασματοκύτταρα).



Εικ. 2. Εντός της βλάβης διακρίνεται η ύπαρξη ενασβεστιωμένου μορφώματος.

Η σιαλολιθίαση των ελασσόνων σιαλογόνων αδένων, όπως και των μειζόνων, εμφανίζεται κυρίως στους μεσήλικες^{1,9}. Σιαλόλιθοι πάντως απαντούν σε όλες τις ηλικίες εκτός από την πρώτη δεκαετία της ζωής, με υψηλότερη συχνότητα στην έκτη δεκαετία, ενώ μεταξύ πέμπτης και όγδοης δεκαετίας το ποσοστό κυμαίνεται από 75% έως 90%^{2,4,5,8}.

Όσον αφορά στο φύλο, οι σιαλόλιθοι στους ελάσσονες σιαλογόνους αδένες απαντούν με συχνότητα 2:1 ανάμεσα στους άνδρες και τις γυναίκες⁵. Αντίθετα, οι Jensen και συν. (όπως αναφέρουν οι Anneroth και Hansen⁵) και οι Yamane και συν.⁴ υποστηρίζουν ότι απαντούν με την ίδια συχνότητα και στα δύο φύλα. Επί-

σης, εμφανίζονται σχεδόν με την ίδια συχνότητα στην καυκάσια και τη μαύρη φυλή⁸.

Όσον αφορά στην εντόπιση, η συχνότερη θέση σχηματισμού σιαλόλιθων είναι οι ελάσσονες σιαλογόνοι αδένες του άνω χείλους και ακολουθούν σε συχνότητα αυτοί του παρεϊακού βλεννογόνου και του κάτω χείλους^{5,10}, ενώ στο βλεννογόνο των φατνιακών αποφύσεων και της υπερώας εμφανίζονται σπάνια⁵. Με τα ευρήματα αυτά συμφωνούν και οι Yamane και συν.⁴, οι οποίοι αναφέρουν ότι στους ελάσσονες σιαλογόρους αδένες της υπερώας σπάνια σχηματίζονται λίθοι, πιθανόν λόγω της διαφορετικής σύστασης του εκκρίματός τους. Αντίθετα, οι Bahn και συν.⁸ αναφέρουν ότι σε ποσοστό 90% προσβάλλονται οι ελάσσονες σιαλογόνοι αδένες της παρεϊάς κοντά στη λευκή γραμμή και αυτό οφείλεται στην αυξημένη πιθανότητα τραυματισμού της περιοχής κατά τη διάρκεια της μάσησης. Οι ίδιοι επίσης αναφέρουν την αυξημένη συχνότητα σχηματισμού λίθων στα νωδά άτομα.

Για την αιτιοπαθογένεια της σιαλολιθίασης ενοχοποιούνται τοπικοί μηχανικοί και βιοχημικοί παράγοντες^{2,5,10}. Για το σχηματισμό λίθων στο άνω χείλος και στον παρεϊακό βλεννογόνο ενοχοποιείται το μηχανικό τραύμα ως προδιαθεσικός παράγοντας^{4,5}, καθώς και η μορφολογία του εκφορητικού πόρου (για παράδειγμα, το μήκος του πόρου των ελασσόνων σιαλογόνων αδένων που εδράζονται στο άνω χείλος και στον παρεϊακό βλεννογόνο είναι μεγαλύτερο από αυτών της υπερώας)⁵. Γενικότερα, ο μηχανισμός σχηματισμού των λίθων είναι ο ίδιος όπως και στους μείζονες σιαλογόρους αδένες, δηλαδή οφείλεται σε απόφραξη του πόρου, στάση του σιαλικού εκκρίματος και επακόλουθη φλεγμονή στον εκφορητικό πόρο του αδένα. Λόγω της στάσης δημιουργείται ένας οργανικός πυρήνας, γύρω από τον οποίο επικάθονται άλατα ασβεστίου και φωσφόρου^{1,3}. Χαρακτηριστικά οι Anneroth και Hansen⁵ αναφέρουν ότι οι λίθοι των σιαλογόνων αδένων σχηματίζονται πρωταρχικά από άμορφη οργανική ουσία, η οποία στη συνέχεια ενασβεστιώνεται λόγω διαδοχικής εναπόθεσης μεταλλικών αλάτων, οπότε προκαλείται πεταλιώδης σχηματισμός στο ανόργανο υλικό του λίθου. Η διαδικασία αυτή είναι γνωστή ως «φαινόμενο

Liesegang» και απαιτείται πολύς χρόνος για την ολοκλήρωσή του.

Επιπρόσθετα, η δημιουργία βλεννοκήλης (ως κύστης κατακράτησης μετά την άθροιση βλενώδους υλικού εντός του διασταλμένου εκφορητικού πόρου), ίσως λειτουργεί ως πυρήνας ενασβεστίωσης. Επίσης, η παρεμπόδιση εξόδου του σιαλικού εκκρίματος και η επακόλουθη στάση του, ελαττώνουν το pH, οπότε προάγεται η καθίζηση των αλάτων ασβεστίου^{2,4,5}. Είναι κοινώς αποδεκτή η άποψη, ότι το βλενώδες υλικό, τα αποπεπτωκότα επιθηλιακά κύτταρα, τα ξένα σώματα, οι μικροοργανισμοί και τα προϊόντα αποσύνθεσής τους, σχηματίζουν οργανικούς πυρήνες, επί των οποίων εναποτίθενται άλατα ασβεστίου και φωσφόρου^{4,5,11}. Οι Anneroth και Hansen⁵ και οι Yamane και συν.⁴ αναφέρουν την παρουσία μικροοργανισμών στο κέντρο και στην περιφέρεια των λίθων, ενώ οι Riesco και συν.¹¹ μόνο στην περιφέρεια και τις ενδιάμεσες στοιβάδες, αλλά όχι στο κέντρο, όλοι τους δε πιστεύουν ότι αυτοί παίζουν σημαντικό ρόλο στο σχηματισμό τους. Αντίθετα, άλλοι ερευνητές απέτυχαν να απομονώσουν μικροοργανισμούς στους σιαλόλιθους και δεν συμφωνούν με το συγκεκριμένο μηχανισμό παθογένεσης².

Έχει επίσης βρεθεί ότι τα φωσφολιποειδή και τα πρωτεολιπίδια των κυτταρικών μεμβρανών εμπλέκονται στο μηχανισμό ενασβεστίωσης. Αυτά τα λιποειδή σπάνια ανευρίσκονται στα βιολογικά υγρά, αλλά απαντούν στις βιολογικές μεμβράνες και στους σιαλόλιθους και πιστεύεται ότι η αρχική εναπόθεση μεταλλικών αλάτων συμβαίνει σε κατεστραμμένες ή διαταραγμένες κυτταρικές μεμβράνες⁴.

Όσον αφορά στη χημική τους σύνθεση, οι σιαλόλιθοι αποτελούνται από οργανικά και ανόργανα υλικά^{1,2,5}. Το οργανικό τμήμα αποτελείται από υδατάνθρακες και διάφορα αμινοξέα² (είναι γνωστό ότι το έκκριμα των ελασσόνων σιαλογόνων των ανθρώπων περιέχει υψηλά ποσοστά θρεονίνης, σερίνης, κυστεΐνης και μεθειονίνης⁷). Επίσης, όπως έχει αποδειχθεί από ιστοχημικές εξετάσεις, βλεννοπολυσακχαρίδες και γλυκοπρωτεΐνες συγκεντρώνονται γύρω από τον κεντρικό πυρήνα⁶. Το ανόργανο τμήμα του λίθου αποτελείται από φωσφορικό ασβέστιο και μικρά ποσά ανθρακικών αλάτων

και μαγνησίου². Οι Tanda και συν.⁷ σε μελέτη τους έκαναν χημική ανάλυση των λίθων και αφού τους έκοψαν σε κομμάτια πάχους 5μm, τους χρωμάτισαν με χρώσεις αιματοξυλίνης και ηωσίνης. Στα αποτελέσματά τους αναφέρουν ότι οι περισσότεροι από τους λίθους ήταν ηωσινοφιλοι κι ελάχιστοι βασεόφιλοι. Επίσης βρήκαν ότι οι λίθοι αποτελούνταν από φωσφόρο, θείο και χλώριο. Φωσφόρος βρέθηκε μόνο στις βασεόφιλες περιοχές, ενώ θείο και χλώριο βρέθηκαν τόσο στις βασεόφιλες όσο και στις ηωσινοφιλες περιοχές. Το θείο πιθανόν προέρχεται από τα αποπεπτωκότα επιθηλιακά κύτταρα, τα πολυμορφοπύρρηνα λευκοκύτταρα, τις σιαλικές πρωτεΐνες, την κυστεΐνη και τη μεθειονίνη. Οι λίθοι επίσης περιείχαν ασβέστιο, νάτριο και αλουμίνιο. Τα ασβέστιο, νάτριο και χλώριο προέρχονται από το σιαλικό έκκριμα, ενώ η προέλευση του αλουμινίου πιθανόν να είναι από τον ορό του αίματος (περιέχει 2,1μg/l). Με τα ευρήματα αυτά συμφωνούν κι οι Riesco και συν.¹¹, οι οποίοι επιπλέον αναφέρουν ότι οι λίθοι μπορεί να περιέχουν μαγνήσιο, κάλιο, πυρίτιο και σίδηρο, στοιχεία τα οποία προέρχονται από το σιαλικό έκκριμα ή το αίμα.

Οι σιαλόλιθοι ταξινομούνται σε κρυσταλλοποιημένους και μη κρυσταλλοποιημένους. Οι μη κρυσταλλοποιημένοι συντίθενται από κοκκιώδες και διάστικτο υλικό, ενώ οι κρυσταλλοποιημένοι από κρυστάλλους υδροξυαπατίτη (ασβέστιο και φωσφόρος σε αντίστοιχη αναλογία)⁴.

Διαφέρουν σε μέγεθος, σχήμα και μορφολογία και απαντούν κυρίως ως μονήρεις στον εκφορητικό πόρο των ελασσόνων σιαλογόνων αδένων κοντά στην έξοδο του προς το στοματικό βλεννογόνο^{2,4}, ενώ μπορεί να συνυπάρχουν και πολλαπλοί λίθοι εντός του παρεγχύματος των αδένων⁵. Είναι συνήθως μικροί, σφαιρικοί, σκληροί, συμπαγείς και έχουν χρώμα κιτρινόφαιο ή ασπροκίτρινο^{4,8,10}, ενώ μερικοί εμφανίζουν ευδιάκριτες στρώσεις κυρίως στην περιφέρεια⁴.

Κατά την κλινική εξέταση, οι ελάσσονες σιαλογόνοι αδένες με παρουσία λίθου εντός του παρεγχύματος ή του εκφορητικού τους πόρου, εμφανίζονται ως διόγκωση ευκίνητη, μικρών συνήθως διαστάσεων, με σχήμα σφαιρικό ή ωειδές και σκληροελαστική σύσταση. Η διόγκωση

είναι συνήθως ανώδυνη, ενώ γίνεται επώδυνη όταν εγκατασταθεί φλεγμονή λόγω της στάσης του σιάλου^{4,5,9}. Ο βλεννογόνος που καλύπτει τη διόγκωση μπορεί να είναι φυσιολογικός, διαφανής, οπότε διακρίνεται το περιεχόμενό του, ή εξέρυθρος σε περιπτώσεις φλεγμονής⁴.

Η διαγνωστική διερεύνηση της σιαλολιθίασης των ελασσόνων σιαλογόνων αδένων μπορεί να υποβοηθηθεί ή και να επιβεβαιωθεί από την ψηλάφηση και τον ακτινολογικό έλεγχο των υποπτων μαλακών μορίων, που λαμβάνεται με φιλμ οπισθοφατνιακής ακτινογραφίας³. Βέβαια, η τελική διάγνωση τίθεται μόνο μετά από βιοψία-εξάιρεση και ιστοπαθολογική εξέταση⁵. Αξίζει να σημειωθεί ότι οι Bahh και συν.⁸ αναφέρουν ότι στους ασθενείς με σιαλολιθίαση των ελασσόνων σιαλογόνων αδένων πρέπει να λαμβάνεται λεπτομερές ιατρικό ιστορικό, διότι αυτοί εμφανίζουν σχετικά συχνά ενασβεστιώσεις σε κάποιο άλλο σημείο του σώματός τους, λόγω συστηματικών και μεταβολικών νοσημάτων².

Η σιαλολιθίαση των ελασσόνων σιαλογόνων αδένων πρέπει να διαφοροδιαγιγνώσκεται από τους όγκους των ελασσόνων σιαλογόνων αδένων, μιας και η κλινική τους εικόνα πολλές φορές μοιάζει^{2,3}. Ειδικά για το άνω χείλος, πρέπει να δίδεται από τον κλινικό ιδιαίτερη προσοχή, γιατί τα πλειόμορφα αδενώματα εμφανίζουν υψηλό ποσοστό εντόπισης (9,1%) στους ελάσσονες σιαλογόνους αδένες του άνω χείλους². Εξάλλου, αξίζει να σημειωθεί ότι οι Anneroth και Hansen⁵ σε αντίστοιχη μελέτη τους αναφέρουν ότι από την κλινική εξέταση, μόνο σε ποσοστό 20% ήταν δυνατή η διάγνωση της σιαλολιθίασης ελάσσονος σιαλογόνου αδένου με κλινικά κριτήρια. Διαφορική διάγνωση πρέπει επίσης να γίνεται από τις διογκώσεις που οφείλονται στην παρουσία φλεβόλιθων⁸ και ακόμη από λεμφοεπιθηλιακές κύστες, λιπώματα και από τα κοκκία Fordyce¹⁰. Συμπερασματικά, αν και η σιαλολιθίαση των ελασσόνων σιαλογόνων αδένων είναι σπάνια, θα πρέπει να συμπεριλαμβάνεται στη διαφορική διάγνωση των διογκώσεων του στοματικού βλεννογόνου³.

Οι ιστοπαθολογικές αλλοιώσεις που παρατηρούνται στους ελάσσονες σιαλογόνους αδένες λόγω σιαλολιθίασης είναι οι ίδιες που εμφανίζονται και στους μείζονες^{5,6}. Συγκεκριμένα, τα ιστολογικά χαρακτηριστικά που εμφανίζο-

νται στο παρέγχυμα των ελασσόνων σιαλογόνων αδένων λόγω απόφραξης του εκφορητικού πόρου, είναι αποδιοργάνωση και ατροφία των εκκριτικών λοβιδίων τους λόγω διήθησης από κύτταρα οξείας και χρόνιας φλεγμονής, κυρίως λεμφοκύτταρα και πλασματοκύτταρα², και απώτερα ίνωση^{2,4-6}. Συνυπάρχει διαστολή του εκφορητικού πόρου, ενώ το επιθήλιο του διαφέρει σε πάχος και μπορεί να υποστεί μεταπλασία, που οφείλεται στην ολική ή μερική απόφραξη του πόρου και μπορεί να είναι ψευδοπολύστοιβο κυλινδρικό, κυβοειδές ή πλακώδες^{2,4-6}, ενώ δεν είναι καθόλου ασυνήθιστο να συνυπάρχουν διαφορετικοί τύποι επιθηλίου⁴. Ογκοκύτταρα και βλενώδη κύτταρα μπορεί επίσης να εμφανισθούν στο επιθήλιο του πόρου⁴⁻⁶. Το τοίχωμα του πόρου διηθείται συνήθως από λεμφοκύτταρα που απαντούν διάσπαρτα ή συρρέουν κατά ομάδες, με ή χωρίς την παρουσία μικροβίων⁴.

Η θεραπεία της σιαλολιθίασης των ελασσόνων σιαλογόνων αδένων επιτυγχάνεται με χειρουργική αφαίρεση της βλάβης. Συγκεκριμένα, υπό τοπική αναισθησία εκτελείται ατρακτοειδής τομή του βλενογόνου, αφαιρείται η βλάβη συμπεριλαμβανομένου και του υπαίτιου ελάσσονα σιαλογόνου αδένου και το τραύμα συγκλείεται με ράμματα για επούλωση κατά πρώτο σκοπό¹⁻³.

SUMMARY

N. KOLOMIVOS, C. SKOUTERIS,
D. GIANNOPOULOS, A. ANGELOPOULOS

SIALOLITHIASIS OF MINOR SALIVARY GLANDS A CASE REPORT

STOMATOLOGIA 2003,60(3): 124-128

Sialolithiasis of minor salivary glands is generally considered to be very rare. A review of the international literature demonstrated that this condition is not as uncommon as previously considered. When the lips are affected minor salivary gland, sialolithiasis should be differentiated from benign or malignant minor salivary gland tumors. A case report of a 54 years old man with a

swelling of one year's duration on the inner aspect of the upper lip, which gradually was increased, is presented. The provisional diagnosis was mucocele or tumour of minor salivary gland, but finally, after the surgical removal of the lesion and its histopathological examination, the definitive diagnosis was sialolithiasis.

KEY WORDS: Sialolithiasis, Minor salivary glands.

BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. BAINTON R, DUBOURG CL. Sialolithiasis of an accessory salivary gland. *Br Dent J* 1989,166: 216-217
2. HO V, CURRIE WJ, WALKER A. Sialolithiasis of minor salivary glands. *Br J Oral Maxillofac Surg* 1992,30: 273-275
3. AZAB S, TALAAT M. Sialolithiasis of a labial salivary gland. *J Oral Maxillofac Surg* 1986,44: 145-146
4. YAMANE GM, SCHARLOCK SE, JAIN R, SUNDERRAJ M, CHAUDHRY AP. Intraoral minor salivary gland sialolithiasis. *J Oral Med* 1984,39: 85-90
5. ANNEROTH G, HANSEN LS. Minor salivary gland calculi. A clinical and histopathological study of 49 cases. *Int J Oral Surg* 1983,12: 80-89
6. ALLAN JH, FINCH LD, CHIPPENDALE I. Sialolithiasis of the minor salivary glands. *Oral Surg* 1969,27: 780-785
7. TANDA N, ECHIGO S, TESHIMA T. Sialolithiasis of a Blandin's gland duct. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1988,17: 78-80
8. BAHN SL, TABACHNICK TT. Sialolithiasis of minor salivary glands. *Oral Surg* 1971,32: 371-377
9. ΓΚΡΙΤΖΑΛΗΣ Π, ΣΤΥΛΟΓΙΑΝΝΗ Ε, ΑΡΣΕΝΟΠΟΥΛΟΣ Α. Σιαλολιθίαση σε παιδί. Παρουσίαση περίπτωσης. *Παιδοδοντία* 1993,7: 27-30
10. FLAITS C. Sialolithiasis involving the maxillary alveolar mucosa. *Am J Dent* 2000,13: 342-343
11. RIESCO JM, JUANES JA, DIAZ-GONZALEZ MP, BLANCO EJ, RIESCO-LOPEZ JM, VAZQUEZ R. Crystalloid architecture of a sialolith in a minor salivary gland. *J Oral Pathol Med* 1999,28: 451-455

ΔΙΕΥΘΥΝΣΗ ΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΑΣ:

Νικόλαος Κολόμβος
Καλυψούς 65
176 71 Καλλιθέα
ΑΘΗΝΑ