

Βασικές αρχές ψηφιακής πανοραμικής ακτινογραφίας

ΧΡ. ΤΣΑΜΗΣ¹, Α. ΚΟΝΔΥΛΙΔΟΥ², Ν. ΠΑΡΙΣΗΣ³

Εργαστήριο Οδοντοφατνιακής Χειρουργικής, Χειρουργικής Εμφυτευματολογίας και Ακτινολογίας.
Οδοντιατρική Σχολή Α.Π.Θ

Basic principles of digital panoramic radiography

CH. TSAMIS¹, A. KONDYLIDOU², N. PARISIS³

Dept. of Dentomaxillofacial Surgery, Implantology and Radiology Dental School of A. U. Th.

Περίληψη

Η ψηφιακή τεχνολογία και οι εφαρμογές της στην ακτινολογία έχουν φέρει ραγδαία πρόοδο στον τομέα της ακτινολογίας και, ιδιαίτερα, στην καθημερινή οδοντιατρική πράξη. Η ψηφιακή πανοραμική ακτινογραφία είναι ένα από τα βασικά μέσα στη διαγνωστική του στόματος και συγκεντρώνει τις αρχές της συμβατικής πανοραμικής ακτινογραφίας και της ψηφιακής απεικόνισης.

Στην παρούσα εργασία παρουσιάζονται τα βασικά χαρακτηριστικά μιας ψηφιακής πανοραμικής ακτινογραφίας και τα τεχνικά και λειτουργικά χαρακτηριστικά των συστημάτων παραγωγής της. Επιπλέον, επιχειρείται μια συγκριτική αξιολόγηση των συστημάτων αυτών, με βάση τα στοιχεία που παρουσιάζονται στη διεθνή βιβλιογραφία.

ΛΕΞΕΙΣ ΚΛΕΙΔΙΑ: αισθητηρες CCD, πανοραμική ακτινογραφία, πλάκες φωσφόρου PSP, ψηφιακή ακτινογραφία.

Summary

Digital technology and its uses has contributed to the advancement of radiography and its applications in everyday dental practice. Digital panoramic radiography is one of the major diagnostic means of the mouth combining the principles of film based panoramic radiography and digital imaging.

In this review the basic characteristics of digital panoramic radiography are presented as well as the technical and functional specifications of the digital systems used for attaining digital panoramic images. Furthermore, a comparative evaluation of these systems is approached based on available international references.

KEY WORDS: digital image receptors, digital panoramic radiography, radiation equipment.

Στάλθηκε στις 20.1.2006. Εγκρίθηκε στις 10.5.2010.

¹ Μεταπτυχιακός φοιτητής

² Λέκτορας

³ Αναπληρωτής Καθηγητής

Received on 20th Jan., 2006. Accepted on 10th May, 2010.

¹ Postgraduate Student

² Lecturer

³ Assistant Professor

Εισαγωγή

Η πανοραμική ακτινογραφία αποτελεί αξιόπιστο και απαραίτητο διαγνωστικό μέσο για την άσκηση της καθημερινής κλινικής πράξης στην οδοντιατρική. Αυτό είναι εύκολα κατανοητό από το γεγονός ότι με μία και μόνη ακτινογραφία απεικονίζονται οι σημαντικότερες ανατομικές δομές του σκελετού του στοματογναθοπροσωπικού συστήματος, δηλαδή τα δόντια, τα οστά των γνάθων, αλλά και οι κροταφογναθικές διαρθρώσεις και τα οστά του προσωπικού κρανίου.

Η ανάγκη για την καλύτερη και πιο αντικειμενική απεικόνιση των ανατομικών δομών και η απαίτηση για προστασία του ασθενή με την, κατά το δυνατόν, μείωση της ακτινοβόλησής τους οδήγησε στην εξέλιξη της τεχνικής λήψης του ορθοπαντομογραφήματος. Έτσι, από την πρώτη λήψη της πανοραμικής ακτινογραφίας βελτιώθηκαν τα τεχνικά χαρακτηριστικά του ορθοπαντομογράφου, αλλά και η ποιότητα και ευαισθησία των ακτινογραφικών φιλμ. Η μεγαλύτερη, ωστόσο, εξέλιξη στην τεχνική της πανοραμικής ακτινογραφίας ήταν η εφαρμογή της ψηφιακής τεχνολογίας που άνοιξε νέες προοπτικές για τη βελτίωση της ποιότητας της ακτινογραφικής απεικόνισης και την ακτινοπροστασία του ασθενούς.

Πανοραμική ακτινογραφία: Βασικές αρχές λήψης.

Η πανοραμική ακτινογραφία είναι η εφαρμογή των τεχνικών της κλασικής τομογραφίας στην οδοντιατρική για την απεικόνιση των δομών που εντοπίζονται στα επίπεδα των γνάθων. Η βασική αρχή της λειτουργίας του ορθοπαντομογράφου είναι η κίνηση της λυχνίας και της ακτινογραφικής πλάκας, κατά τέτοιο, τρόπο ώστε να δημιουργούν σχέση εστιακής κηλίδας - γνάθου - πλάκας, τέτοια, που η καμπύλη τομογραφική τομή να προσεγγίζει, κατά το δυνατόν το σχήμα του οδοντικού τόξου. Βέβαια, το γεγονός ότι η κίνηση αυτή ακολουθεί ένα σχεδιασμό που προκύπτει από ένα μέσο όρο και δεν μπορεί να εξατομικευτεί σε κάθε ασθενή είναι αυτό που προκαλεί ασάφειες και αναπόφευκτες ατέλειες στην ακτινογραφική απεικόνιση. Γι' αυτό και η πανοραμική ακτινογραφία δεν είναι πανάκεια στην ακτινοδιαγνωστική και δεν μπορεί να υποκαταστήσει άλλες ακτινογραφικές τεχνικές στη διαγνωστική του στοματογναθοπροσωπικού συστήματος^{1,2}.

Ψηφιακή απεικόνιση: Βασικά χαρακτηριστικά

Κάθε ψηφιακή εικόνα αποτελείται από ένα μεγάλο αριθμό εικονοστοιχείων (pixels ή picture elements), κάθε ένα από τα οποία περιέχει ένα μεγάλο αριθμό πολύ μικρών ποσοτήτων πληροφορίας. Τα pixels βρίσκονται διατεταγμένα σε γραμμές και στήλες και όχι

τυχαία σχηματίζοντας μια ορθογώνια μήτρα (digital image matrix). Έτσι, κάθε pixel χαρακτηρίζεται από δύο αριθμούς που είναι οι συντεταγμένες και καθορίζουν τη θέση του πάνω στη μήτρα της ψηφιακής εικόνας. Επιπλέον, γίνεται κατανοητό ότι το μέγεθος μιας ψηφιακής απεικόνισης καθορίζεται από το πλήθος (αριθμός στηλών και γραμμών) και το μέγεθος των εικονοστοιχείων που την απαρτίζουν^{3,4}.

Όσον αφορά τα pixels, κάθε ένα από αυτά αντιπροσωπεύεται από ένα αριθμό. Ο αριθμός αυτός αντιστοιχεί στη φωτεινότητα του pixel (όσο μεγαλύτερος είναι τόσο πιο φωτεινό είναι και το αντίστοιχο pixel) και ονομάζεται pixel value (τιμή εικονοστοιχείου) ή pixel intensity (ένταση εικονοστοιχείου). Ωστόσο, ο αριθμός αυτός δεν μπορεί να πάρει απεριόριστες τιμές. Αντίθετα, οι τιμές αυτές και αντίστοιχα τα επίπεδα φωτεινότητας και οι αποχρώσεις του κάθε pixel καθορίζονται από το βάθος του ψηφιακού δυαδικού ψηφίου (digital bit depth) που είναι το πλήθος των δυαδικών ψηφίων (οι ηλεκτρονικοί υπολογιστές χρησιμοποιούν το δυαδικό σύστημα και αναγνωρίζουν μόνο τιμές 0 και 1) που κβαντοποιούν το συγκεκριμένο pixel και ονομάζεται bit (binary digit - αριθμός δυαδικών ψηφίων). Άρα, όσο περισσότερα bits καθορίζουν τον αριθμό αναφοράς για το συγκεκριμένο pixel τόσο μεγαλύτερη ακρίβεια θα έχει η φωτεινότητα που αυτό αντιπροσωπεύει⁵.

Ο αριθμός, λοιπόν, αυτός αποτελεί μια πληροφορία που αντιστοιχεί στη φωτεινότητα του κάθε pixel και αποθηκεύεται στη μνήμη του υπολογιστή. Όλα τα ψηφιακά συστήματα αποθηκεύουν και μπορούν να επεξεργαστούν πληροφορίες που είναι πολλαπλάσια των bytes. Κάθε byte αναλογεί σε οχτώ bits και χαρακτηρίζει την αποθηκευτική ικανότητα (διαθέσιμη μνήμη) που απαιτεί το κάθε pixel. Άρα, σε ένα σύστημα 8-bits κάθε pixel απαιτεί διαθέσιμη μνήμη ένα byte για την πληροφορία που αφορά τη φωτεινότητά του^{5,6}.

Συνοψίζοντας, το μέγεθος της ψηφιακής εικόνας είναι συνάρτηση του πλήθους των pixels που την απαρτίζουν, η ποιότητα της είναι συνάρτηση του μεγέθους του κάθε pixel και των bits που περιγράφουν τη φωτεινότητά του, ενώ ο αποθηκευτικός χώρος που αυτή καταλαμβάνει στη μνήμη του υπολογιστή είναι συνάρτηση των bytes^{5,6}.

Εφαρμογή των αρχών της ψηφιακής εικόνας στην πανοραμική ακτινογραφία.

Η πρώτη ψηφιακή έγινε, το 1984, με το σύστημα Radio Visio Graphy και, μέχρι σήμερα, διάφορες εταιρίες έχουν επενδύσει κονδύλια για τη δημιουργία και τελειοποίηση μηχανημάτων και συστημάτων ψηφιακής ακτινογραφίας⁷. Οι βασικές αρχές της ακτινολογίας δε διαφοροποιούνται, αφού η χρήση της ιονίζουσας ακτινοβολίας είναι αναπόφευκτη.

Ωστόσο, το κλασικό ακτινογραφικό φιλμ αντικαθίσταται (όσον αφορά την άμεση ψηφιακή ακτινογραφία) από ειδικό υποδοχέα και κατάλληλη διάταξη που προσλαμβάνει την ενέργεια της προσπίπτουσας ακτινοβολίας και τη μετατρέπει σε ψηφιακό σήμα, δηλαδή " σε αριθμούς που μπορούν να αναλυθούν, να επεξεργαστούν και να αποθηκευτούν από κάθε ηλεκτρονικό υπολογιστή.

Η ψηφιακή ακτινογραφία είναι μία ψηφιακή εικόνα που απαρτίζεται από pixels. Τα συνήθη μεγέθη μήτρας των ακτινογραφήματων που χρησιμοποιούνται στην ιατρική ακτινοδιαγνωστική κυμαίνονται από 64*64 pixels μέχρι 1024*1024 pixels. Τα περισσότερα συστήματα έχουν pixels των 8 bits, που σημαίνει ότι κάθε ένα μπορεί να πάρει 256 (2^8) διαφορετικές τιμές, άρα να αντιπροσωπεύει 256 διαφορετικές αποχρώσεις του γκρι (grayscale), αφού προκειμένου για την ακτινογραφία έχουμε διαβαθμίσεις μεταξύ μαύρου και άσπρου, στην κλίμακα του γκρι. Έτσι, το 0 θα αντιστοιχεί στο μαύρο (πλήρως ακτινοδιαπερατή περιοχή), ενώ το 255 στο άσπρο (πλήρως ακτινοαδιαπερατή περιοχή)⁴. Βέβαια, υπάρχουν και συστήματα των 10 bits (1024 διαφορετικές αποχρώσεις του γκρι σε κάθε pixel), μέχρι και 16 bits (65536 αποχρώσεις)⁸. Ωστόσο, το ανθρώπινο μάτι, όπως έχουν δείξει έρευνες, μπορεί να διακρίνει από 32 μέχρι 120 διαφορετικές αποχρώσεις του γκρι,^{9,10} χωρίς αυτό να αναιρεί το γεγονός ότι όσο περισσότερα είναι τα bits των pixels τόσο μεγαλύτερη είναι η ακρίβεια της ακτινογραφικής απεικόνισης.¹¹

Η διακριτική ικανότητα ορίζεται από τον αριθμό των pixel/inch. Το μέγεθος των pixels ορίζει τη λεγόμενη spatial resolution, την ικανότητα δηλαδή διάκρισης αντικειμένων που βρίσκονται πολύ κοντά το ένα στο άλλο και αντιπροσωπεύει την πιστότητα της απεικόνισης, ενώ το πλήθος των bits από τα οποία απαρτίζεται το κάθε pixel ορίζει τη λεγόμενη contrast resolution, την ικανότητα δηλαδή διάκρισης περιοχών που διαφέρουν στην απόχρωση του γκρι κατά πολύ λίγο και αντιπροσωπεύει την ποιότητα της απεικόνισης. Τα δύο αυτά χαρακτηριστικά αποτελούν την ανάλυση (resolution) της ψηφιακής πανοραμικής ακτινογραφίας. Και όλα αυτά είναι αποτέλεσμα της ποιότητας και της ακρίβειας των υποδοχέων (sensors) που υποκαθιστούν το ακτινογραφικό φιλμ και του συστήματος επεξεργασίας¹²⁻¹⁸.

Επιπλέον, όμως, όσο αυξάνεται η ανάλυση μιας ψηφιακής ακτινογραφίας, απαιτείται περισσότερη διαθέσιμη μνήμη στον ηλεκτρονικό υπολογιστή, αφού αυξάνονται τα bytes που κάθε pixel απαιτεί, αλλά και ο αριθμός των pixels που κάθε ακτινογράφημα απαρτίζεται. Τα συνήθη ψηφιακά πανοραμικά ακτινογραφήματα, που παράγονται από τα χρησιμοποιούμενα, σήμερα, ακτινογραφικά συστήματα είναι της τάξεως των 4-6Mb¹⁹. Για να γίνει, όμως, πιο εύχρηστο το συγκεκριμένο αρχείο που περιέχει τις

πληροφορίες της ψηφιακής εικόνας έχουν εφαρμοστεί μέθοδοι συμπίεσής της. Αυτές οι μέθοδοι μετατρέπουν τα αρχεία σε μορφή T.I.F.F. (tagged image file format) και G.I.F. (graphic interchange format) που κάνουν συμπίεση 2:1 (χωρίς να χάνονται πληροφορίες για την ψηφιακή εικόνα) και J.P.E.G. (joint photographic experts group) που μπορεί να πετύχει συμπίεση μέχρι 300:1 στο μέγεθος του αρχείου (με αναπόφευκτη αντίστοιχη απώλεια πληροφοριών)^{5,15,19-21}. Βέβαια, κάθε σύστημα λήψης πανοραμικής ακτινογραφίας δημιουργεί " αρχείο σε μορφή και μέγεθος που μπορεί να αναλυθεί καλύτερα από το λογισμικό του ίδιου του συστήματος. Ωστόσο, η ανάγκη για σύγκριση των ακτινογραφιών, ερευνητική επεξεργασία και επικοινωνία μεταξύ των ακτινολόγων (telerradiology)²²⁻²⁶ οδήγησε στη θέσπιση βασικών κριτηρίων και αρχών για τις ψηφιακές πανοραμικές ακτινογραφίες (D.I.C.O.M.S. - digital imaging and communications in medicine standards)^{27,28}.

Συστήματα άμεσης ψηφιακής απεικόνισης

A. Συστήματα πλακών φωσφόρου (S.P.P. - storage phosphors plates)

Πρόκειται για μία μέθοδο η οποία είναι ανάλογη της κλασικής πανοραμικής ακτινογραφίας με το φιλμ. Η διαφορά βρίσκεται στο γεγονός ότι το κλασικό ακτινογραφικό φιλμ αντικαθίσταται από το πλακίδιο S.P.P. το οποίο τοποθετείται στη συνηθισμένη κατεύθυνση, χωρίς τη χρήση ενισχυτικών πινακίδων.

Τα πλακίδια αυτά πρώτα χρησιμοποιήθηκαν²⁹ και αξιολογήθηκαν σε μία έρευνα των Kashima και συνεργατών του^{30,31}. Το πλακίδιο S.P.P. περιέχει μία βάση πολυεστέρα που καλύπτεται από ένα γαλακτώμα φωσφορικού συμπλόκου (europium - doped barium fluoro-halide) και ένα προστατευτικό επίστρωμα. Το πλακίδιο με την έκθεση στην ακτινοβολία X ενεργοποιείται²⁷. Πιο αναλυτικά, ανάλογα με την ποσότητα των ακτίνων X που προσκρούουν στο πλακίδιο προκαλείται αντίστοιχη διέγερση ηλεκτρονίων στο κρυσταλλικό δίκτυο των φωσφορικών ιχνοστοιχείων του γαλακτώματος. Έτσι, η ποσότητα της ακτινοβολίας X αποθηκεύεται στο S.P.P. ως λανθάνουσα εικόνα με τη μορφή ηλεκτρονικής διέγερσης του γαλακτώματος^{32,35,36}.

Το δεύτερο στάδιο για την τελική ψηφιοποίηση της εικόνας αυτής περιλαμβάνει τη χρήση ενός ειδικού σαρωτή laser. Συγκεκριμένα, το πλακίδιο εκτίθεται στο φως που εκπέμπεται από το laser scanner (laser ηλίου - νέον) και τα ηλεκτρόνια του γαλακτώματος επανέρχονται στην αρχική τους κατάσταση απελευθερώνοντας την αποθηκευμένη ενέργεια. Η ενέργεια αυτή έχει τη μορφή φωτός, το οποίο ανιχνεύεται και συλλέγεται από φωτοπολλαπλασιαστικό σωλήνα (P.M.T.) και παράγει ανάλογο με την ένταση

του φωτός ηλεκτρικό σήμα. Το ηλεκτρικό αυτό σήμα γίνεται ψηφιακό με τη χρήση του μετατροπέα A.D.C. και, έτσι, σε κάθε σημείο του πλακιδίου η ένταση της προσπίπτουσας ακτινοβολίας μετατρέπεται τελικά σε έναν αριθμό που αντιστοιχεί στην ένταση του συγκεκριμένου pixel^{29,30,31,32,35,36,37,39}.

Μετά τη χρήση τους τα πλακίδια κατακλύζονται από φως και επανέρχονται στην αρχική σταθερή κατάσταση, έτσι, ώστε να είναι ξανά έτοιμα για χρήση. Σύμφωνα με τους κατασκευαστές, η ικανότητα των πλακιδίων S.P.P. είναι απεριόριστη, ωστόσο, σύγχρονες έρευνες αποδεικνύουν ότι μετά τις 50 χρήσεις περίπου, η ποιότητα της εικόνας αλλοιώνεται³⁸.

B. Συσκευή αισθητήρων ζευγμένων φορτίων (CCD. - charge - coupled device detectors)

Η μέθοδος αυτή χρησιμοποιεί ηλεκτρονικό αισθητήρα που είναι άμεσα συνδεδεμένος με τον ηλεκτρονικό υπολογιστή και έχουμε άμεση (σε 5") απεικόνιση στην οθόνη της ακτινογραφικής εικόνας. Ο αισθητήρας αυτός κινείται αντίθετα από την πηγή της ακτινοβολίας όπως ακριβώς το ακτινογραφικό φιλμ^{22,39-41}. Οι αισθητήρες CCD, διαθέτουν κυψέλες ευαίσθητες στην ακτινοβολία και, έτσι, μεταφράζουν την ένταση της προσπίπτουσας ακτινοβολίας σε διαφορά δυναμικού (λειτουργούν ως πυκνωτές). Οι κυψέλες αυτές που αντιστοιχούν στα pixels της ψηφιακής εικόνας, είναι συνδεδεμένες σε σειρά και βρίσκονται τοποθετημένες σε γραμμές και στήλες σχηματίζοντας την ορθογώνια μήτρα της. Κάθε μία ανάλογα με τη διαφορά δυναμικού (που προκύπτει από την ένταση της ακτινοβολίας) αποκτά έναν αριθμό που αντιστοιχεί στη φωτεινότητα του συγκεκριμένου pixel και προκύπτει με τη βοήθεια του ψηφιοαναλογικού- μετατροπέα (A.D.P.). Έτσι, η ένταση της ακτινοβολίας γίνεται διαφορά δυναμικού σε κάθε pixel και με τον μετατροπέα A.D.P. γίνεται αριθμός που αντιπροσωπεύει την τιμή της έντασης του pixel (αποχρώσεις του γκρι)²⁷.

Κάθε pixel αντιστοιχεί σε μια συγκεκριμένη θέση του ακτινογραφήματος και έχει ορισμένες διαστάσεις. Το μέγεθος των pixels των αισθητήρων CCD της πανοραμικής ακτινογραφίας αρχίζει από 48 μm και 10 lp/mm και είναι αρκετά μεγαλύτερο από αυτό των μικρών ενδοστοματικών υποδοχέων αρχίζει από 19μm και 26 lp/mm). Από τη συνάθροιση των pixels προκύπτει η συνολική ψηφιακή εικόνα^{8,17,34}.

Πρώτη φορά οι υποδοχείς CCD. χρησιμοποιήθηκαν από τους McDavid και συν. Η λειτουργία τους βασίζεται στην αρχή λειτουργίας των ηλεκτρονικών σαρωτών (scanners)⁴⁰. Σήμερα, η ποιότητα του παραγόμενου ψηφιακού ακτινογραφήματος είναι παρόμοια με αυτή του συμβατικού, ενώ υπάρχουν περιθώρια για περαιτέρω βελτίωση της τεχνικής^{2,42-44}.

Όσον αφορά τους αισθητήρες CCD., έρευνες έχουν αποδείξει και τη δυνατότητα περαιτέρω μείωσης του χρόνου έκθεσης στην ακτινοβολία χωρίς παράλληλη απώλεια στην ποιότητα της απεικόνισης. Αυτό γίνεται με τη χρήση σπινθηριστών που παράγουν φωτεινή ενέργεια όταν προσκρούουν επάνω τους οι ακτίνες X. Με τον τρόπο, αυτό με λιγότερα φωτόνια ακτίνων X παράγονται περισσότερα φωτόνια, γεγονός που συμβάλλει στην ελάττωση της δόσης ακτινοβολήσης του ασθενούς³¹.

Συστήματα έμμεσης ψηφιακής απεικόνισης.

Πρόκειται για μια τεχνική που βασίζεται στην ψηφιακή μετατροπή (ψηφιοποίηση) ενός υπάρχοντος αναλογικού πανοραμικού ακτινογραφήματος. Αυτό έχει αξία για την αρχειοθέτηση και αποθήκευσή τους, αλλά και τη βελτίωσή τους όσον αφορά την πυκνότητα ή την αντίθεση (contrast). Επιπλέον, η ψηφιακή εικόνα μπορεί να μεγεθυνθεί ή να γίνουν μετρήσεις με κατάλληλα υπολογιστικά εργαλεία (λογισμικά προγράμματα).

Η ψηφιοποίηση μπορεί να επιτευχθεί με τη χρήση ψηφιακών φωτογραφικών μηχανών ωστόσο, η καλύτερη μέθοδος είναι η χρήση των σαρωτών laser (scanners). Οι σαρωτές βασίζουν τη λειτουργία τους στην αρχή της αντανάκλασης και χρησιμοποιούν τους αισθητήρες CCD. για την ανίχνευση του φωτός (παράγεται από λυχνίες αλογόνων ή λυχνίες ξένου υψηλής πίεσης ή άλλων ευγενών αερίων) που διέρχεται διαμέσου του αναλογικού πανοραμικού ακτινογραφήματος και το μετατρέπουν σε τάση. Τελικά με τον ψηφιοαναλογικό μετατροπέα παράγεται το ψηφιακό σήμα που είναι ανάλογο με την ένταση του διερχόμενου φωτός^{4,45,46}.

Μελέτες ωστόσο, έδειξαν ότι ψηφιοποίηση αυτή δεν είναι απόλυτα αξιόπιστη και ότι είναι αναμενόμενη μια αξιόλογη απώλεια πληροφορίας κατά τη μετατροπή της κλασικής εικόνας του συμβατικού φιλμ σε ψηφιακή^{4,47,48}.

Συζήτηση

Η ψηφιακή τεχνολογία με τις εφαρμογές της στην ακτινολογία έχει διευρύνει τους ορίζοντες εξέλιξης της ακτινοδιαγνωστικής και δίνει ιδιαίτερη σημασία στην ακτινοπροστασία των ασθενών.

Από την πρώτη εφαρμογή της ψηφιακής ακτινογραφίας το 1981 (από τη Fuji Corporation, Tokyo, Japan) μέχρι σήμερα έχει επιτευχθεί τεράστια πρόοδος στην εξέλιξη του ορθοπαντομογράφου και της ψηφιακής πανοραμικής ακτινογραφίας⁴⁹. Έτσι, η ADA έχει καθορίσει τις βασικές αρχές των συστημάτων ψηφιακής πανοραμικής ακτινογραφίας^{50,51}. Τα πιο ευρέως χρησιμοποιούμενα συστήματα που πληρούν τις προϋποθέσεις και τα τεχνικά χαρακτηριστι-

κά της ADA είναι το OP 100D, το Orthophos Simens και το Orthophos Plus, το Cranex Excel, το Veravieweracs 5D, το EC Proline και το PM 2002 CC Proline και το Dimax I με αισθητήρες CCD, το Cranex Tome, το Digorα και το DenOptix με πλάκες SPP.

Είναι κατανοητό ότι η ψηφιακή ακτινογραφία έχει γίνει πλέον ιδιαίτερα προσιτή. Τίθεται, λοιπόν, το ερώτημα αν υπερέχει σε σχέση με τη συμβατική. Ένα βασικό πλεονέκτημα της ψηφιακής πανοραμικής είναι οι δυνατότητες επεξεργασίας της εικόνας. Η συμβατική απεικόνιση είναι μια εικόνα που δεν επιδέχεται βελτίωση. Με την ψηφιακή τεχνολογία μπορούμε να παρέμβουμε σε περιοχές που έχουν χαμηλή διαγνωστική αξία και να τις βελτιώσουμε, αλλάζοντας την αντίθεση ή τη φωτεινότητα (πυκνότητα). Επιπλέον, μπορούμε με κατάλληλα υπολογιστικά εργαλεία να μετρήσουμε αποστάσεις σημείων (π.χ. για την επάρκεια του οστού σε τοποθέτηση εμφυτευμάτων), χωρίς, ωστόσο να αποφεύγουμε την παραμόρφωση της ψηφιακής ακτινογραφίας, λόγω της τεχνικής λήψης της⁵².

Επίσης σημαντική είναι και η αποθηκευτική ικανότητα που προσφέρει η ψηφιακή τεχνολογία. Καταργείται το κλασικό ακτινογραφικό φιλμ και οι ψηφιακές πανοραμικές αποθηκεύονται ως πληροφορίες στο σκληρό δίσκο του H/Y ή σε κάποιο CD. Βέβαια, επειδή δημιουργούνται αρχεία αρκετά μεγάλα απαιτείται συμπίεσή τους μέχρι και 15:1 για να μη χάνονται πληροφορίες και επηρεάζεται η πιστότητα της απεικόνισης²⁷. Επιπρόσθετα, δίνεται η δυνατότητα αποστολής της ψηφιακής εικόνας μέσω του διαδικτύου, ταχύτητα, σε οποιαδήποτε απόσταση. Βέβαια, στην καθημερινή πράξη υπάρχει η δυνατότητα εκτύπωσης των ακτινογραφημάτων σε κανονικό χαρτί με έναν καλό εκτυπωτή Ink-jet, χωρίς να χάνονται πληροφορίες διαγνωστικής αξίας^{53,54}.

Ένα όμως βασικό πλεονέκτημα της ψηφιακής πανοραμικής είναι η μείωση της δόσης της ακτινοβολίας με σκοπό την καλύτερη ακτινοπροστασία του ασθενούς. Και αυτό αφορά, κυρίως, τα συστήματα με τους αισθητήρες CCD^{55,56}, αφού τα πλακίδια SPP συνήθως τοποθετούνται στο συμβατικό ορθοπαντομογράφο, χωρίς τις ενισχυτικές πλάκες. Στα συστήματα CCD ο χειριστής είναι σε θέση να ελέγχει την ακτινογραφική εικόνα που σχηματίζεται στην οθόνη του H/Y στήλη-στήλη ταυτόχρονα με τη λήψη και μπορεί να τη διακόψει, αν κάτι δεν είναι σωστό. Έτσι, περιορίζονται τα σφάλματα και οι άσκοπες επαναλήψεις. Ακόμη, το εύρος της ακτινικής δέσμης που προσπίπτει στον ασθενή, με ειδικά διαφράγματα, έχει γίνει μικρότερο στους αισθητήρες CCD γεγονός, που αφενός παράγει εικόνα μεγαλύτερης ακρίβειας, αφετέρου μειώνει δραστικά τη διάχυση της ακτινοβολίας στον ασθενή^{57,58}.

Πρέπει, ωστόσο, να επισημανθεί πως οι αισθητήρες CCD έχουν ιδιαίτερα μεγάλη ευαισθησία και γι'

αυτό μπορούν να δώσουν ικανοποιητική εικόνα με μικρότερη δόση δραστικής ακτινοβολίας. Η μείωση αυτή δεν είναι ιδιαίτερα μεγάλη αφού η ακτινοβολία του ορθοπαντομογράφου είναι εξ αρχής μικρή. Έρευνες έχουν αποδείξει πειραματικά ότι η μείωση αυτή μπορεί να είναι από 20% μέχρι 40% (οι μελέτες ποικίλουν: 3,9-10μSv στην συμβατική και 2,5-6,2μSv στα συστήματα CCD), ενώ έχει μετρηθεί και η μείωση της δευτερογενούς ακτινοβολίας που διαχέεται σε παρακείμενους ιστούς (δέρμα, θυρεοειδή αδένες, εγκέφαλο, σιελογόνοι αδένες)⁵⁹. Και, φυσικά, πρέπει να αναφερθεί ότι ακόμη και σε υπακτινοβολήση, η ψηφιακή εικόνα επιδέχεται βελτιώσεις κατά την επεξεργασία της^{52,57}.

Η μείωση της δευτερογενούς ακτινοβολίας του ασθενούς είναι και το βασικό πλεονέκτημα και κινείται προς τις κατευθυντήριες γραμμές που έχει θέσει η International Commission on Radiological Protection και το National Radiological Protection Board (ICRP Publication 1991 και 2005 55,56, National Radiological Protection Board). Όσον αφορά όμως την ποιότητα της απεικόνισης στην ψηφιακή ακτινογραφία είναι γεγονός ότι αυτή υστερεί. Μελέτες έχουν δείξει αναλύσεις που κυμαίνονται από 16-20 lp/mm στην αναλογική ακτινογραφία, 6-12 lp/mm στους αισθητήρες CCD και 6-8 lp/mm με τα πλακίδια SPP. Βέβαια, αυτό είναι σχετικά ασήμαντο, αν αναλογιστεί κανείς ότι το ανθρώπινο μάτι μπορεί να διακρίνει περίπου 10 lp/mm, ενώ οι δυνατότητες παρέμβασης και επεξεργασίας στην ψηφιακή εικόνα δίνουν νέα εργαλεία στον τομέα της ακτινοδιαγνωστικής^{27,57}.

Η πανοραμική ακτινογραφία είναι μια εξαιρετικά διαδεδομένη ακτινογραφική εξέταση. Και αυτό γιατί δίνει πολλές πληροφορίες για την περιοχή των γνάθων με πολύ μικρή δόση έκθεσης του ασθενούς. Η δόση έκθεσης για την αναλογική πανοραμική υπολογίζεται σε 0,007 mSv, ενώ με την ψηφιακή ο ασθενής εκτίθεται σε δόση μειωμένη κατά 50% τουλάχιστον. Ταυτόχρονα στα σύγχρονα μηχανήματα είναι ελαττωμένες οι διασπάσεις της εστιακής κηλίδας, ώστε αφενός η ευκρίνεια να είναι βελτιωμένη, αφετέρου η δευτερογενής ακτινοβολία μειωμένη (Πίνακας Ι).

Η έρευνα επικεντρώνεται τα τελευταία χρόνια στη δημιουργία αισθητήρων με ολοένα μικρότερες διαστάσεις για την επίτευξη ευκρινέστερης απεικόνισης και, παράλληλα, στην κατάλληλη διαμόρφωση του τομογραφικού επιπέδου, κυρίως, με διαπλάτυνσή του στην πρόσθια περιοχή, ώστε η περιοχή των τομών της άνω και κάτω γνάθου να απεικονίζεται ξεκάθαρα αφού πιο εύκολα θα βρίσκεται εντός τομογραφικού επιπέδου.

Ωστόσο, ακόμη και, σήμερα, που η ψηφιακή τεχνολογία των ορθοπαντομογράφων είναι στην αιχμή της, η ακρίβεια και η πιστότητα της απεικόνισης εξαρτάται κατά πολύ, από το χειριστή του μηχανήματος και μεταβάλλεται ανάλογα με το πως θα

ΠΙΝΑΚΑΣ Ι

Αισθητήρες CCD-CMOS

ΕΤΑΙΡΕΙΑ	ΟΝΟΜΑ	SENSOR PIXEL SIZE	RESOLUTION	FOCAL SPOT	ΧΡΟΝΟΣ	BIT	PIXEL SIZE IMAGE
Planmeca	DiMax ₂	48μm	6 lp/mm	0,5mm	18sec	12bit	
Gendex	Orthoralix 8500	48μm	5,2 lp/mm	0,4mm	12sec		
	Orthoralix 9200	48μm	10,4lp/mm	0,5mm			
Instrumentarium Dental	OP200		5-8lp/mm	0,5mm		16bit	96μm
	OP30		6,25lp/mm	0,5mm	10sec	16bit	96μm
J. Morita USA Inc.	Veraview ICS HD			0,5mm	10sec		96μm
	Veraviewpas 2D/3D	SMOS	2 lp/mm	0,5mm	10sec	13bit	96μm
OWANDY	I - MAX Touch Pano		10,4lp/mm	0,5mm	15sec		
Sirona Dental System	Orthophos XG	27μm		0,5mm	13,8sec		
Vatech America	Pax-Primo	SMOS		0,3-0,5mm	9,7sec NORMAL	14 bit	
					13,5sec High Resol.		
Soredex	CRANEX D	48μm	6,25lp/mm		14,2sec		
Myray	Hyperion	48μm	5lp/mm		9sec	16 bit	96μm
Visiodent	VPX 400	48μm	10,4lp/mm				
Belmont	Belmax CM		6lp/mm	0,5mm	12sec	12 bit	
Practice Works System	Kodak 8000			0,5mm	13,9sec	12 bit	

τοποθετήσει τον ασθενή για τη λήψη και τι στοιχεία (KV mA) θα επιλέξει.

Βιβλιογραφία

- American Dental Association, Council on Scientific Affairs. An update on radiologic practices: Information and Recommendations. JADA 2001; 132: 234-8.
- White SC, Heslop EW, Hollender LG, Mosier KM, Ruprecht A, Shroat MK; American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology, ad hoc Committee on Parameters of Care. Parameters of radiologic care: An official report of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2001 May; 91(5):498-511.
- Ando S, Nishioka T, Ozawa, Yamano H, Shinoda K. Computer analysis of radiographic images. J Nihon Univ School of Dent 1968; 10:65-70.
- Versteeg CH, Sanderink GC, van Ginkel FC, van der Stelt PF. An evaluation of periapical radiography with a charged-coupled device. Dentomaxillofac Radiol. 1998 Mar; 27 (2):97-101.
- Baxes GA: Digital image processing. Principles and applications. New York, John Wiley, 1994.
- Sprawls P. Physical principles of medical imaging (2nd Ed). Madison, WI, Medical Physics Publishing. 1995: 317-42.
- Mouyen M, Benz C, Sonnabend E, et al. Presentations and physical evaluation of RadioVisioGraphy. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1989 Aug; 68 (2): 238-42.
- Van der Stelt PF. Principles of digital imaging. Dent Clin North Am. 2000 Apr; 44(2):237-48.
- Bushong SC. Radiologic science for technologists: Physics, biology, and protection. 7th Edition. St. Louis, CV Mosby, 2001:374.
- Σπυρόπουλος Ν, Νικοπούλου Καραγιάννη Κ. Τσιχλάκης Κ. Ενδοστοματική Ακτινογραφία 1η Έκδοση. Λίτσας 2003: 86.
- Rose A. The sensitivity performance of the human eye on an absolute scale. J Opt Soc Am 1948; 38: 196-208.
- Curry TS, Dowday JE, Murry RC. Christensen's Physics of diagnostic radiology^{^*} Ed, Baltimore, Williams and Wilkins, 1990: 314-5.
- Farman AG, Farman TT. Extraoral and panoramic systems. Dent Clin North Am. 2000 Apr; 44(2):257-72, v-vi.
- Farman AG, Farman TT. Panoramic dental radiography using a charge-coupled device receptor. J Digit Imaging. 1998 Aug; 11(3 Suppl I):166-8.
- Farman AG, Ruprecht A, Gibbs SJ et al editors. Advances in maxillofacial imaging. Amsterdam, Elsevier, 1997: 349-56.
- Farman AG, Farman TT. RVG-ui: a sensor to rival direct exposure intraoral x-ray film. Int J Comput Dent. 1999 Jul; 2(3): 183-96.
- Farman AG, Farman TT. Measurements from digital panoramic radiographs. Dentomaxillofac Radiol. 2000 Jul; 29(4):254.
- McDavid WD, Welander U, Brent Dove S, Tronjje G. Digital imaging in rotational panoramic radiography. Dentomaxillofac Radiol. 1995 May; 24(2):68-75.
- Analoui M, Buckwalter K. Digital radiographic image archival, retrieval, and management. Dent Clin North Am. 2000 Apr; 44(2):339-58, vi-vii.
- Mol A. Image processing tools for dental applications. Dent Clin North Am. 2000 Apr; 44(2):299-318.
- Sanderink GC, Miles DA. Intraoral detectors. CCD, CMOS, TFT, and other devices. Dent Clin North Am. 2000 Apr; 44(2):249-55, v.
- Dove SB, McDavid WD, Welander U, Tronje G. Preliminary evaluation of a digital system for rotational panoramic radiography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1992 May; 73(5):623-32.
- Dove SB, McDavid WD. Digital panoramic and extrao-

- ral imaging. *Dent Clin North Am.* 1993 Oct; 37(4):541-51. Review.
24. Farman AG, Farag AA. Teleradiology for dentistry. *Dent Clin North Am.* 1993 Oct; 37(4):669-81.
 25. Benson BW. Teleradiology. *Dent Clin North Am.* 2000 Apr; 44(2):359-70.
 26. Horii SC, Bidgood WD Jr. PACS mini refresher course. Net-work and ACR-NEMA protocols. *Radiographics.* 1992 May; 12(3):537-48.
 27. Parks ET, Williamson GF. Digital Radiography: An Overview. *J Contemp Dent Pract* 2002 Nov; (3)4: 023-039.
 28. DICOM Strategic Document Revision 1.06. July 6, 2001.
 29. Kashima I, Kanno M, Higashi T, Takano M. Computed panoramic tomography with scanning laser-stimulated luminescence. *Oral Surg* 1985;60: 448-53.
 30. Kashima I, Tajima K, Nishimura K, Yamane R, Saraya M, Sasakura Y, Takano M. Diagnostic imaging of diseases affecting the mandible with the use of computed panoramic radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1990 Jul; 70(1):10-6.
 31. Kashima I. Computed radiography with photostimulable phosphor in oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1995 Nov; 80(5):577-98.
 32. Hildebolt CF, Couture RA, Whiting BR. Dental photostimulable phosphor radiography. *Dent Clin North Am.* 2000 Apr;44(2):273-97, vi. Review.
 33. Farman AG, Farman TT. A comparison of image characteristics and convenience in panoramic radiography using charge-coupled device, storage phosphor, and film receptors. *J Digit Imaging.* 2001 Jun; 14(2 Suppl 1):48-51.
 34. Farman TT, Farman AG. Temporomandibular joint pantomography using charge-coupled device, photostimulable phosphor, and film receptors: a comparison. *J Digit Imaging.* 1999 May; 12(2 Suppl 1):9-13.
 35. Borg E, Attaelmanan A, Grondahl HG. Image plate systems differ in physical performance. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2000 Jan; 89(1):18-24.
 36. Martins MG, Haiter Neto F, Whaites EJ. Analysis of digital images acquired using different phosphor storage plates (PSPs) subjected to varying reading times and storage conditions. *Dentomaxillofac Radiol.* 2003 May;32(3): 186-90.
 37. Oliveira AE, de Almeida SM, Paganini GA, Haiter Neto F, Boscolo FN. Comparative study of two digital radiographic storage phosphor systems. *Braz Dent J.* 2000; 11(2):111-6.
 38. Bedard A, Davies TD, Angelopoulos C. Storage phosphor plates: how durable are they as a digital dental radiographic system? *J Contemp Dent Pract.* 2004 May 15;5(2):57-69.
 39. McDavid WD, Dove SB, Welander U, Tronje G. Direct digital extraoral radiography of the head and neck with a solidstate linear x-ray detector. *Oral Surg* 1992;74: 811-817.
 40. McDavid WD, Dove SB, Welander U, Tronje G. Electronic system for digital acquisition of rotational panoramic radiographs. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1991 Apr;71(4):499-502.
 41. McDavid WD, Dove SB, Welander U, Tronje G. Dimensional reproduction in direct digital rotational panoramic radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1993 Apr; 75(4):523-7.
 42. Kullendorf B, Nilsson M, Rohlin M. Diagnostic accuracy of direct digital dental radiography for the detection of periapical bone lesions: overall comparison between conventional and direct digital radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1996 Sep; 82(3):344-50.
 43. Price C, Ergul N. A comparison of a film-based and a direct digital dental radiographic system using a proximal caries model. *Dentomaxillofac Radiol.* 1997 Jan; 26(1):45-52.
 44. Syriopoulos K, Sanderink GC, Velders XL, van der Stelt PF. Radiographic detection of approximal caries: a comparison of dental films and digital imaging systems. *Dentomaxillofac Radiol.* 2000 Sep; 29(5):312-8.
 45. Ελευθεριάδης Ι, Ιακωβίδης Δ. Οι εφαρμογές της αξονικής τομογραφίας στην περιοχή του στόματος και των γνάθων. University Studio Press, Θεσσαλονίκη 1996; 15-7.
 46. Κονδουλίδου Α. Συγκριτική αξιολόγηση των ακτινομετρικών χαρακτηριστικών μεταξύ της αναλογικής και της ψηφιακής απεικόνισης. Διδακτορική Διατριβή Οδοντιατρική Σχολή Α.Π.Θ. 2000; 45-7.
 47. Hangiandreou NJ, O'Connor TJ, Felmlee JP. An evaluation of the signal and noise characteristics of four CCD-based film digitizers. *Med Phys.* 1998 Oct; 25(10):2020-6.
 48. Schulze RK, Rosing ST, D'Hoedt B. Contrast perception in digitized panoramic radiographs compared with their filmbased origin. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2002 Sep; 94(3):388-94.
 49. Borg E. Some characteristics of solid state and photostimulable phosphor detectors for intra-oral radiography. *Swed Dent J-Supplement.* 2000; 139:i-viii: 1-67.
 50. American Dental Association, Council on Dental Materials, Instruments and equipment. ADA acceptance program guidelines for panoramic X-ray units. Chicago. American Dental Association: 1992.
 51. International Electrotechnical Commission. X-ray tube assemblies for medical diagnosis: Characteristics of focal spots. IEC publication 60336 (1993-02). Geneva. International Electrotechnical Commission, 1998.
 52. Μάστορης Μ, Νικοπούλου-Καραγιάννη Κ. Ψηφιακή πανοραμική ακτινογραφία. Ανασκόπηση. *Στοματολογία* 2003;60(3); 102-13.
 53. Benediktsdottir IS, Hintze H, Petersen JK, Wenzel A. Accuracy of digital and film panoramic radiographs for assessment of position and morphology of mandibular third molars and prevalence of dental anomalies and pathologies. *Dentomaxillofac Radiol.* 2003 Mar; 32(2):109-15.
 54. Benediktsdottir IS, Wenzel A. Accuracy of digital panoramic images displayed on monitor, glossy paper, and film for assessment of mandibular third molars. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2004 Aug; 98(2):217-22.
 55. ICRP Publication 60. Radiation protection. 1990 recom-

- men-dations of the International Commission on Radiological Protection. Ann ICRP 1991; 21: paragraph 27.
56. ICRP Publication 2005 recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Draft for consultation. <http://www.iaea.org/docs/2005j-ecs/CONSULTATIONJ-aft.pdf> [accessed 22 February 2005].
57. Angelopoulos C, Bederd A, Katz JO, Karamanis S, Parisis N. Digital panoramic radiography. An overview. *Semin Orthod* 2004; 10:194-203.
58. Dannewitz B, Hassfeld S, Eickholz P, Muhling J. Effect of dose reduction in digital dental panoramic radiography on image quality. *Dentomaxillofac Radiol*. 2002 Jan; 31(1):50-5.
59. Gijbels F, R Jacobs, R Bogaerts, D Debaveye, S Verlinden and G Sanderink. Dosimetry of digital panoramic imaging. Part I: patient exposure *Dentomaxillofacial Radiology* (2005) 34, 145-149.