Συγκριτική μελέτη δύο συστημάτων ψηφιακής αφαιρετικής ακτινογραφίας 1ης και 2ης γενιάς στην απεικόνιση μικρών οστικών μεταβολών της φατνιακής ακρολοφίας

Παναγιώτης ΤΖΟΥΤΖΟΥΚΟΣ[1], Καίτη ΝΙΚΟΠΟΥΛΟΥ – ΚΑΡΑΓΙΑΝΝΗ[2], Αικατερίνη ΔΟΝΤΑ – ΜΠΑΚΟΓΙΑΝΝΗ[3]

Κλινική Διαγνωστικής και Ακτινολογίας του Στόματος, Οδοντιατρική Σχολή Πανεπιστημίου Αθηνών (Διευθυντής: Καθηγητής Κ. Τσιχλάκης)

Comparison of a second with a first generation digital subtraction radiography system in the detection of subtle alveolar bone changes: An in vitro study

Panagiotis TZOUTZOUKOS, Kety NICOPOULOU-KARAYIANNI, Aikaterini DONTA-BAKOGIANNI

Clinic of Oral Diagnosis and Radiology , Dental School, University of Athens (Head: Professor K. Tsiklakis)

Ερευνητική εργασία
Research paper

ΠΕΡΙΛΗΨΗ: *Σκοπός της εργασίας:* (1) Η σύγκριση της διαγνωστικής ακρίβειας στην ανίχνευση μικρού μεγέθους περιοδοντικών οστικών μεταβολών ενός συστήματος ψηφιακής αφαιρετικής ακτινογραφίας 2ης γενιάς με αυτή ενός συστήματος 1ης γενιάς, και (2) η σύγκριση της απεικόνισης των μεταβολών οστού στις αφαιρετικές εικόνες των δύο συστημάτων.
Υλικό-Μέθοδος: Σε ένα κρανίο προκλήθηκαν περιοδοντικές βλάβες διαφόρων διαστάσεων. Έγινε λήψη συγκρίσιμων οπισθοφατνιακών ακτινογραφιών και δημιουργήθηκαν αφαιρετικές εικόνες με το 1ης και 2ης γενιάς αφαιρετικό σύστημα. Έξι παρατηρητές αξιολόγησαν τις αφαιρετικές εικόνες ως προς τις διάφορες παραμέτρους.
Αποτελέσματα: Οι διαφορές που βρέθηκαν σε όλες τις παραμέτρους διαγνωστικής ακρίβειας μεταξύ των δύο συστημάτων ήταν στατιστικά σημαντικές. Δεν βρέθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά στην ευαισθησία τους.
Συμπεράσματα: Το σύστημα ψηφιακής αφαιρετικής ακτινογραφίας 2ης γενιάς βρέθηκε να έχει ικανοποιητική διαγνωστική ακρίβεια, όταν οι οστικές μεταβολές είναι της τάξης του 1.6mm.

ΛΕΞΕΙΣ ΚΛΕΙΔΙΑ: ψηφιακή αφαιρετική ακτινογραφία, οστικές μεταβολές περιοδοντίου, ανακατασκευή εικόνας.

Παρελήφθη: 1/04/2011 - Έγινε δεκτή: 22/062011

[1]Οδοντίατρος, MSc, Υποψήφιος Διδάκτωρ
[2]Καθηγήτρια, Τομέας Διαγνωστικής και Ακτινολογίας Στόματος, ΕΚΠΑ
[3]Επίκουρη Καθηγήτρια, Τομέας Διαγνωστικής και Ακτινολογίας Στόματος, ΕΚΠΑ

SUMMARY: *Objectives:* (1) To compare the diagnostic validity of a 2nd and a 1st generation DSR system in the detection of periodontal bone changes (2) to compare the shape and size of corresponding alveolar bone changes in the subtraction images from the two DSR systems.
Methods: Periodontal lesions of varying sizes were created on a human dry skull. Standardized and non-standardized radiographs were acquired and subtracted with a 1st and a 2nd generation DSR system. Six oral radiologists evaluated the subtraction images.
Results: The differences in all values of diagnostic accuracy between the two generations DSR systems were found to be statistically significant. No difference in the sensitivity of the two DSR systems was found when the largest lesions (1.6 mm) were studied. Median values for differences in shape and size were 1 and |1.5| respectively. The correlation coefficient (r) between the differences in the two parameters was 0.84.
Conclusions: The 2nd generation DSR system has shown to have a satisfactory diagnostic accuracy only when bone changes of at least 1.6 mm in diameter are studied.

KEY WORDS: digital subtraction radiography; image registration; periodontal bone changes

Paper received: 1/04/2011 - Accepted: 22/06/2011

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η ψηφιακή αφαιρετική ακτινογραφία (ΨΑΑ) που αναπτύχθηκε και περιγράφηκε από τους Webber, Rüttimann και Gröndahl (Groendahl και συν. 1983) έχει αποδειχθεί ότι αυξάνει τη διαγνωστική ικανότητα ανίχνευσης οστικών μεταβολών, σε σύγκριση με το συμβατικό ακτινογράφημα (Parsell και συν. 1998).

Για την εφαρμογή της αφαιρετικής τεχνικής πρέπει να εκπληρούνται δύο προϋποθέσεις: (1) τα προς αφαίρεση ακτινογραφήματα να έχουν την ίδια πυκνότητα και αντίθεση, και (2) να παρουσιάζουν την ίδια γεωμετρία προβολής και απεικόνισης (συγκρίσιμα ακτινογραφήματα). Για την εξομοίωση των ακτινογραφιών σε πυκνότητα και αντίθεση χρησιμοποιούνται ειδικοί αλγόριθμοι εξομοίωσης των επιπέδων του γκρι - αλγόριθμος Rüttimann, αλγόριθμος Ohki – (Rüttimann και συν. 1986, Ohki και συν. 1988). Προκειμένου τα προς αφαίρεση ακτινογραφήματα να παρουσιάζουν την ίδια γεωμετρία προβολής μπορούν να χρησιμοποιηθούν συστήματα διατήρησης σταθερής σχέσης πηγής – αντικειμένου – φιλμ, ενδοστοματικά (Potter και συν. 1995) και εξωστοματικά (Allen και συν. 1994), με τα οποία γίνεται δυνατή η λήψη απόλυτα συγκρίσιμων ακτινογραφιών (γεωμετρική εξομοίωση κατά τη λήψη) ή αλγόριθμοι γεωμετρικής ανακατασκευής της εικόνας μετά τη λήψη όχι απόλυτα συγκρίσιμων ακτινογραφημάτων σε ειδικό λογισμικό ηλεκτρονικού υπολογιστή -γεωμετρική εξομοίωση μετά τη λήψη- (Dunn και συν. 1993, Ostuni και συν. 1993, Lehmann και συν. 1998, Likar and Pernus, 1999, Zacharaki και συν. 2004). Έχει αποδειχθεί σε in-vivo και in-vitro έρευνες ότι η διαγνωστική ακρίβεια και εγκυρότητα των συστημάτων ΨΑΑ 1ης γενιάς (τα οποία στηρίζονται στη χρήση αποκλειστικά απόλυτα συγκρίσιμων ακτινογραφημάτων) στην ανίχνευση μικρών οστικών μεταβολών είναι υψηλή, εφόσον η απόκλιση μεταξύ της πηγής ακτινοβολίας και του αντικειμένου ακτινοβόλησης δεν ξεπερνά τις 3° (Gröndahl et al. 1984, Davis et al. 1994). Αντίθετα τα συστήματα ΨΑΑ 2ης γενιάς, που παρουσιάστηκαν στα τέλη της δεκαετίας του 1980, χαρακτηρίζονται από τη χρήση τεχνικών γεωμετρικής εξομοίωσης των ακτινογραφιών μετά τη λήψη των ακτινογραφιών και παρέχουν τη δυνατότητα εφαρμογής της αφαιρετικής τεχνικής σε ακτινογραφίες που έχουν ληφθεί μόνο με τη χρήση απλών συστημάτων παραλληλισμού.

Έχουν χρησιμοποιηθεί αρκετές τεχνικές γεωμετρικής ανακατασκευής εικόνων, χρησιμοποιώντας τρεις κυρίως αλγόριθμους μετασχηματισμού: δισδιάστατο προοπτικό (Ellwood και συν. 1997, Byrd και συν. 1998, Likar and Pernus, 1999), προβολικό (Dunn και συν. 1993, Ostuni και συν. 1993, Lehmann και συν. 1998, Zacharaki και συν. 2004) και διγραμμικό μετασχηματισμό (Ettinger και συν. 1994). Στην ενδοστοματική ΨΑΑ πιο κατάλληλος θεωρείται ο προβολικός μετα-

INTRODUCTION

Digital subtraction radiography (DSR), introduced by Webber, Rüttimann and Gröndahl (Groendahl et al. 1983) has been shown to increase the ability in the detection of hard tissue changes, compared to that achieved with observation of pairs of conventional radiographs (Parsell et al. 1998). However there are two critical requirements that must be met, when applying the subtraction technique: (1) Contrast and density in the radiographs to be subtracted must be identical prior to subtraction (2) The radiographs to be subtracted must have the same projection geometry. The first requirement can be satisfied by applying certain contrast correction algorithms (contrast registration) after the digitization of the radiographs and before subtraction like Rüttimann's or Ohki's algorithm (Rüttimann et al. 1986, Ohki et al. 1988). The latter problem, e.g. stabilizing projection geometry, can be addressed either with the use of intraoral (Potter et al. 1995) or extraoral devices (Allen et al. 1994), which mechanically stabilize the alignment of film, object and source (a-priori geometrical registration) or with the application of geometric transformation algorithms that correct for projective distortions of non – standardized radiographs after their acquisition by means of computer software - a posteriori geometrical registration- (Dunn et al. 1993, Ostuni et al. 1993, Lehmann et al. 1998, Likar and Pernus, 1999, Zacharaki et al. 2004). It has been well demonstrated that the diagnostic accuracy of 1st generation DSR-systems (which rely solely on the use of standardized radiographs) in the detection of small osseous changes is high, provided the angular disparity between the x-ray source and the object is kept within 3 degrees (Gröndahl et al. 1984, Davis et al. 1994). On the other hand 2nd generation DSR systems, introduced in the late 1980s, are characterized by the use of a posteriori geometrical registration procedures and were designed to allow the clinical practitioner to apply the subtraction technique on non – standardized radiographs, that have been acquired under clinical conditions, e.g. only with the use of plain, commercially available film holding devices.

To date, several techniques for geometric registration of images have been introduced, using mainly three kinds of transformation algorithms: affine (Ellwood et al. 1997, Byrd et al. 1998, Likar and Pernus, 1999), projective (Dunn et al. 1993, Ostuni et al. 1993, Lehmann et al. 1998, Zacharaki et al. 2004) and bilinear (Ettinger et al. 1994). The transformation model of projective geometry is the most suitable to be used in subtraction radiography with dental intraoral images (Lehmann et al. 2000). Such a projective transformation model is used in a commercial DSR-system with the brand name EMAGO® / Advanced v. 3.43 (Oral Diagnostic Systems,

σχηματισμός (Lehmann και συν. 2000). Ένας τέτοιος τύπος γεωμετρικού μετασχηματισμού χρησιμοποιείται και στο σύστημα ΨΑΑ EMAGO® / Advanced v. 3.43 (Oral Diagnostic Systems, Amsterdam, The Netherlands), με χειροκίνητη επιλογή τεσσάρων ομοεπίπεδων σημείων στις ακτινογραφίες που πρόκειται να εξομοιωθούν γεωμετρικά (Dunn and Van der Stelt, 1992, Dunn και συν. 1993).

Σκοπός της παρούσας εργασίας είναι: (i) Να αξιολογήσει τη διαγνωστική ακρίβεια ενός συστήματος ΨΑΑ 2ης γενιάς (EMAGO®- Oral Diagnostic Systems, Amsterdam, The Netherlands) στην ανίχνευση μικρού μεγέθους μεταβολών περιοδοντικών βλαβών και να τη συγκρίνει με αυτή ενός συστήματος ΨΑΑ 1ης γενιάς, και (ii) να συγκρίνει την απεικόνιση των μεταβολών οστού στις αφαιρετικές εικόνες των δύο συστημάτων (1ης και 2ης γενιάς) σε δύο παραμέτρους: στο σχήμα και στο μέγεθος.

ΥΛΙΚΑ-ΜΕΘΟΔΟΣ

Δημιουργία βλαβών – Λήψη ακτινογραφιών

Για τη μελέτη χρησιμοποιήθηκε κρανίο, στα τέσσερα τεταρτημόρια του οποίου προκλήθηκαν με στρογγυλή εγγλυφίδα μικρές βλάβες διαμέτρου 0.7, 0.9, 1.2 και 1.6mm στο φατνιακό χείλος, και συγκεκριμένα στα μεσοδόντια διαστήματα μεταξύ του 1ου και 2ου προγομφίου, 2ου προγομφίου και 1ου γομφίου, 1ου και 2ου γομφίου, καθώς και στις παρειακές και γλωσσικές (υπερώιες) επιφάνειες του φατνιακού οστού αντίστοιχα με τον 2ο προγόμφιο και τον 1ο γομφίο. Έγινε λήψη απόλυτα συγκρίσιμων ακτινογραφιών στα τέσσερα τεταρτημόρια του κρανίου τόσο πριν όσο και μετά τη δημιουργία των βλαβών, με τη χρήση ενός συστήματος παραλληλισμού της Rinn-XCP (Rinn Corporation, Elgin, Ilinois) και εν ψυχρώ πολυμεριζόμενου ακρυλικού στο συγκρατητήρα του ακτινογραφικού φιλμ και μεταξύ του κώνου και του δακτυλίου, προκειμένου να επιτευχθεί σταθερή και επαναλαμβανόμενη σχέση πηγής-αντικειμένου- ακτινογραφικού πλακιδίου (Εικ. 1). Το μέγεθος των βλαβών αυξανόταν σταδιακά με μεγαλύτερο μέγεθος εγγλυφίδας και σε κάθε αύξηση του μεγέθους των βλαβών γινόταν λήψη απόλυτα συγκρίσιμων ακτινογραφημάτων. Μετά τη δημιουργία των μεγαλύτερων σε διάμετρο βλαβών (1.6mm), έγινε επιπρόσθετα λήψη και μη συγκρίσιμων ακτινογραφημάτων με τη χρήση μη τροποποιημένου συστήματος παραλληλισμού της Rinn-XCP. Η λήψη όλων των ακτινογραφιών έγινε με τη χρήση του ίδιου ακτινογραφικού μηχανήματος (Philips Oralix 65 KVp – Koninklijke Philips Electronics N.V.) και των ίδιων ενδοστοματικών ακτινογραφικών πλακιδίων (Kodak Ekta-Speed – Eastman Kodak Company, Rochester, NY). Όλες οι παράμετροι λήψης, εμφάνισης και αξιολόγησης των ακτινογραφιών διατηρήθηκαν σταθερές.

Amsterdam, The Netherlands), with the manual placement of four reference points corresponding to four invariant landmarks on both images to be registered (Dunn and Van der Stelt, 1992, Dunn et al. 1993).

The aim of the current study was: (i) To evaluate the diagnostic validity of a 2nd generation DSR system (EMAGO® - Oral Diagnostic Systems, Amsterdam, The Netherlands) in the detection of subtle changes in the size of artificially made small periodontal bone lesions and to compare it with the diagnostic validity of a 1st generation DSR system, and (ii) to compare the appearance of alveolar bone changes in corresponding subtraction images produced by each DSR system (1st and 2nd generation) in two parameters: size and shape.

MATERIALS & METHODS

Creation of defects – Acquisition of radiographs

One dried human skull was used for this study. Artificial bone lesions were created in all four quadrants of the skull at the alveolar crest interdentally from the first premolars to the second molars and at buccal or lingual areas of the marginal alveolar bone adjacent to the second premolars and first molars. The alveolar bone defects, measuring 0.7, 0.9, 1.2 and 1.6 mm in diameter, were produced by slow-speed burs. Standardized periapical radiographs at the premolar and molar region in each quadrant of the skull were obtained before and after defects were prepared, using acrylic bite blocks and a modification of the Rinn-XCP film holding device (Rinn corporation, Elgin, Ilinois) in order to stabilize the alignment of X-Ray source, object and film (Fig.1). The lesion sizes were increased progressively and standardized radiographs were taken from each quadrant. After the creation of the largest bone defects (1.6 mm in diameter) non-standardized periapical radiographs from each quadrant were also acquired, using an

Εικ. 1: Λήψη απόλυτα συγκρίσιμων ακτινογραφιών με τη χρήση συστήματος παραλληλισμού Rinn-XCP (Rinn Corporation, Elgin, Ilinois) και εν ψυχρώ πολυμεριζόμενου ακρυλικού ώστε να διατηρηθεί σταθερή και επαναλαμβανόμενη η σχέση πηγής ακτινοβολίας, αντικειμένου και ακτινογραφικού πλακιδίου.

Fig. 1: Acquisition of standardized radiographs with the use of a modified Rinn-XCP film holding device (Rinn corporation, Elgin, Ilinois) and acrylic bite blocks, in order to stabilize the alignment of X-Ray source, object and film.

Δημιουργία αφαιρετικών εικόνων από συγκρίσιμα ακτινογραφήματα

Ζεύγη συγκρίσιμων ακτινογραφημάτων επιλέχθηκαν προκειμένου να γίνει ψηφιακή αφαίρεσή τους με τη χρήση του συστήματος ΨΑΑ 1ης γενιάς. Συγκεκριμένα, έγινε αφαίρεση συγκρίσιμων ακτινογραφιών με τις μεγαλύτερου μεγέθους βλάβες (1.6mm) από συγκρίσιμες ακτινογραφίες με τις μικρότερου μεγέθους βλάβες (1.2mm, 0.9mm, 0.7mm) καθώς και από συγκρίσιμες ακτινογραφίες χωρίς βλάβη. Επίσης δημιουργήθηκαν ψηφιακές αφαιρετικές εικόνες από αφαίρεση συγκρίσιμων ακτινογραφιών με το ίδιο μέγεθος βλάβης (1.6mm).

Για κάθε ζεύγος συγκρίσιμων ακτινογραφιών ακολουθήθηκε η ίδια διαδικασία ψηφιακής αφαίρεσης χρησιμοποιώντας το σύστημα ΨΑΑ 1ης γενιάς:

Σε πρώτη φάση έγινε ψηφιοποίηση των ακτινογραφιών χρησιμοποιώντας μια ασπρόμαυρη CCD κάμερα ανάλυσης 734x582 pixels (Hitachi model Ci-20PM, Hitachi Ltd). Εν συνεχεία οι δύο ακτινογραφίες ευθυγραμμίζονται με τη βοήθεια μικροχειριστηρίου, ώστε οι δύο εικόνες να αλληλοσυμπληρώνονται όσο το δυνατόν καλύτερα. Μετά την ευθυγράμμιση και αποθήκευση των εικόνων των δύο ακτινογραφιών έγινε εξομοίωση των επιπέδων του γκρι με προσαρμογή των ιστογραμμάτων τους χρησιμοποιώντας τη μέθοδο διόρθωσης του Ruttimann και συν. (1986). Μετά και την εξομοίωση σε πυκνότητα και αντίθεση, οι δύο εικόνες αφαιρέθηκαν ψηφιακά προκειμένου να ληφθεί η αφαιρετική εικόνα.

Δημιουργία αφαιρετικών εικόνων από μη συγκρίσιμα ακτινογραφήματα

Προκειμένου να δημιουργηθούν οι αντίστοιχες ψηφιακές αφαιρετικές εικόνες με το πρόγραμμα ΨΑΑ 2ης γενιάς EMAGO®, έγιναν ζεύγη μεταξύ των μη συγκρίσιμων ακτινογραφιών, που απεικόνιζαν τις μεγαλύτερου μεγέθους βλάβες (1.6mm) και των συγκρίσιμων ακτινογραφιών με τις μικρότερες σε μέγεθος βλάβες (1.2mm, 0.9mm και 0.7mm), καθώς και από συγκρίσιμες ακτινογραφίες χωρίς βλάβη. Επίσης δημιουργήθηκαν και ζεύγη συγκρίσιμων-μη συγκρίσιμων ακτινογραφιών με τις μεγαλύτερης διαμέτρου βλάβες (1.6mm). Δημιουργήθηκαν επομένως ζεύγη ακτινογραφιών με διαφορετική γεωμετρία λήψης. Οι ακτινογραφίες ψηφιοποιήθηκαν με τη χρήση ενός scanner με ανάλυση 300dpi και 256 επίπεδα του γκρι (8 bit), αποθηκεύτηκαν στο σκληρό δίσκο ενός Η/Υ και εισήχθησαν στο πρόγραμμα EMAGO®. Για κάθε ζεύγος ακτινογραφιών προς αφαίρεση ακολουθήθηκε η ίδια διαδικασία αφαίρεσης που περιλαμβάνει τρία στάδια (ένα παράδειγμα παρουσιάζεται στην εικόνα 2):

Σε πρώτη φάση έγινε εξομοίωση αντίθεσης των δύο ακτινογραφιών και σε δεύτερη φάση έγινε η γεωμετρική ανακατασκευή της πρώτης εικόνας προκειμένου να

unmodified Rinn-XCP film holding instrument. All radiographs were taken using the same X-Ray machine (Philips Oralix 65 KVp – Koninklijke Philips Electronics N.V.) and the same intraoral films (Kodak Ekta-Speed – Eastman Kodak Company, Rochester, NY). All exposure conditions, film processing and evaluation procedures were identical.

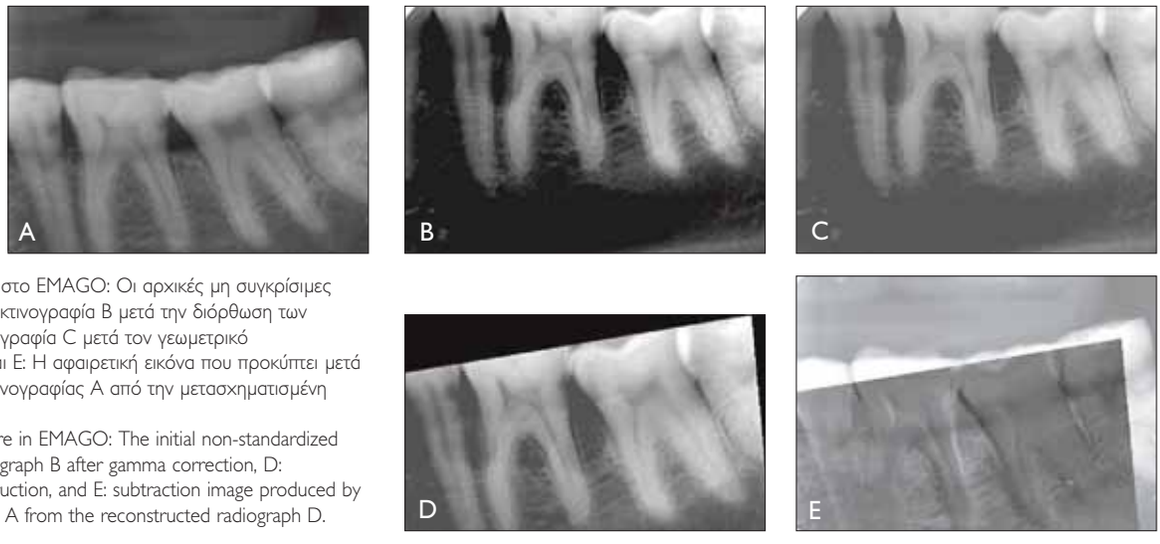
Subtraction images from standardized radiographs

Pairs of standardized radiographs were selected for subtraction with the 1st generation DSR system. In particular, standardized radiographs showing the largest bone defects (1.6 mm) were subtracted from standardized radiographs taken after the creation of the smaller defects (1.2mm, 0.9 mm, 0.7 mm) and from standardized radiographs taken before any defects were created. In addition standardized radiographs with bone lesions of the same size (1.6 mm) were also subtracted.

For each pair of standardized radiographs the exact same subtraction procedure was followed using a 1st generation subtraction system: From a pair of standardized radiographs digitized pictures were taken with a commercial black-and-white charge-coupled device camera (Hitachi model Ci-20PM;735X582 pixels) in a microcomputer. Each follow-up radiograph was aligned to the stored base-line image. The follow-up radiograph was then shifted and rotated with the use of micrometer screws for translateral and rotational alignment until the two images were superimposed. To correct for any changes in density caused by different exposure and/or developing conditions, the gray-level histograms of the two images were compared and adjusted with the non-parametric contrast correction method of Rüttimann et al. (1986). After the gray level adaptation, subtraction was performed.

Subtraction images from non-standardized radiographs

For the acquisition of the corresponding subtraction images with the 2nd generation DSR system (EMAGO® - Oral Diagnostic Systems, Amsterdam, The Netherlands) non-standardized radiographs showing the largest defects (1.6 mm) were paired with the standardized radiographs presenting the smaller defects (0.7 mm, 0.9 mm, 1.2 mm) and standardized radiographs taken before any defects were created. Pairs of standardized and non-standardized radiographs showing defects of the same size (1.6 mm) were also included for subtraction. Hence, each pair consisted of one standardized and one non-standardized radiograph and consequently image geometry in the two radiographs of the pair was not identical. All radiographs were digitized using a flatbed-scanner with a resolution of 300 dpi and were then stored as 8-bit BMP images on a



Εικ. 2: Η διαδικασία αφαίρεσης στο EMAGO: Οι αρχικές μη συγκρίσιμες ακτινογραφίες (A και B), C: Η ακτινογραφία B μετά την διόρθωση των επιπέδων του γκρι, D: Η ακτινογραφία C μετά τον γεωμετρικό μετασχηματισμό της εικόνας, και E: Η αφαιρετική εικόνα που προκύπτει μετά από ψηφιακή αφαίρεση της ακτινογραφίας A από την μετασχηματισμένη ακτινογραφία D.

Fig. 2: The subtraction procedure in EMAGO: The initial non-standardized radiographs (A and B), C: Radiograph B after gamma correction, D: Radiograph C after the reconstruction, and E: subtraction image produced by subtracting the initial radiograph A from the reconstructed radiograph D.

εξομοιωθεί η γεωμετρία της με αυτή της δεύτερης εικόνας, που χρησιμοποιήθηκε ως εικόνα αναφοράς. Το συγκεκριμένο πρόγραμμα ΨΑΑ χρησιμοποιεί για την εξομοίωση γεωμετρικής προβολής των δύο προς αφαίρεση εικόνων έναν αλγόριθμο προβολικού μετασχηματισμού, ο οποίος έχει περιγραφεί αναλυτικά από τον Dunn και συν. (1993). Η διαδικασία γεωμετρικής εξομοίωσης ξεκινά με την επιλογή της ακτινογραφίας της οποίας η γεωμετρία θα χρησιμοποιηθεί ως πρότυπο για τη γεωμετρική ανακατασκευή της δεύτερης ακτινογραφίας. Στη συνέχεια επιλέγονται και μαρκάρονται τέσσερα εύκολα αναγνωρίσιμα υψηλής αντίθεσης ανατομικά σημεία στην εικόνα αναφοράς (π.χ. η αδαμαντινο-οστεϊνική ένωση, τα ακροριζία δοντιών, η κοπτική γωνία μυλών δοντιών κλπ). Τα αντίστοιχα σημεία αναγνωρίζονται και μαρκάρονται και στη δεύτερη εικόνα. Τα σημεία αυτά θα πρέπει να βρίσκονται σε απόσταση μεταξύ τους και εκτός της περιοχής της βλάβης. Με τη χρήση των τεσσάρων αυτών ζευγών ανατομικών σημείων ο αλγόριθμος του προγράμματος ανακατασκευάζει τη δεύτερη εικόνα και την εξομοιώνει γεωμετρικά με την πρώτη. Η ποιότητα της γεωμετρικής εξομοίωσης εξαρτάται από τη σωστή επιλογή των τεσσάρων ανατομικών σημείων στην εικόνα αναφοράς και την ακριβή ανεύρεσή τους και στην δεύτερη εικόνα.

Στη τρίτη και τελευταία φάση έγινε γραμμική ψηφιακή αφαίρεση της εικόνας αναφοράς και της ανακατασκευασμένης δεύτερης εικόνας με τη χρήση της επιλογής γραμμικής αφαίρεσης (linear subtraction) που διαθέτει το πρόγραμμα.

Παρατήρηση-Ανάλυση αφαιρετικών εικόνων

Οι ψηφιακές αφαιρετικές εικόνες από τα δύο συστήματα ΨΑΑ που προέκυψαν δόθηκαν σε έξι παρατηρητές, όλους εξειδικευμένους ακτινολόγους στόματος, χωρίς όμως ιδιαίτερη εμπειρία στην αξιολόγηση αφαι-

personal computer (Pentium IV). In this format they were then imported into the EMAGO® software.

For each pair of standardized radiographs the exact same subtraction procedure consisting of three stages was followed (an example is shown in Fig. 2):

In stage 1 (Gamma Correction), contrast and density of the two images were matched and in stage 2 (Geometric reconstruction) the projection geometry of the first image was transformed in order to fit as close as possible to the geometry of the second, which served as the reference image. The reconstruction program in EMAGO uses a projective transformation algorithm described by Dunn et al. (1993). The reconstruction process began with the selection of the image whose projection geometry would serve as the reference for the geometric transformation of the other image. Then, four features (recognizable anatomical landmarks such as the cemento-enamel junction, root apices, typical irregularities of the root canal or the approximo-incisal angle of a tooth) were pointed with a mouse in the reference image. The corresponding features were then located and were pointed in the second image as well. These landmarks should be pointed clockwise and in the same order in both images. In addition they must be located outside the area of interest and as far from each other as possible. With the use of the four pairs of landmarks the second image was then reconstructed and its projection geometry was matched to the geometry of the reference image. The quality of the reconstruction depends strongly on proper and careful selection of the four landmarks in the reference image and the precision in detecting the corresponding landmarks in the image to be reconstructed.

In stage 3 (Linear subtraction) the reference image and the reconstructed image were subtracted using the linear subtraction feature of the program.

ρετικών εικόνων. Η διαδικασία παρατήρησης έγινε σε δύο συνεδρίες:
1η συνεδρία: Αφαιρετικές εικόνες και από τα δύο συστήματα δόθηκαν στους παρατηρητές και τους ζητήθηκε να αξιολογήσουν αν υπήρχε οστική μεταβολή στις θέσεις που είχαν προκληθεί οι βλάβες. Στους παρατηρητές δόθηκαν πέντε δυνατές διαγνώσεις (σίγουρη αύξηση οστού, πιθανή αύξηση οστού, καμία μεταβολή, σίγουρη απώλεια οστού και πιθανή απώλεια οστού). Οι παρατηρητές γνώριζαν τη θέση των βλαβών καθώς και ότι είχαν συμπεριληφθεί και αφαιρετικές εικόνες χωρίς καμία οστική μεταβολή.
2η συνεδρία: Σε αυτή οι παρατηρητές εκλήθησαν να συγκρίνουν τις οστικές μεταβολές στις αφαιρετικές εικόνες του συστήματος ΨΑΑ 1ης γενιάς με αυτές στις αντίστοιχες αφαιρετικές εικόνες του συστήματος 2ης γενιάς. Έγινε ταυτόχρονη προβολή των εικόνων από τα δύο συστήματα και οι παρατηρητές συνέκριναν τις οστικές μεταβολές σε δύο παραμέτρους: σχήμα και μέγεθος. Για τη σύγκριση χρησιμοποιήθηκε η κλίμακα του Likert και ως εικόνες αναφοράς οι αφαιρετικές εικόνες στου συστήματος 1ης γενιάς. Συγκεκριμένα για την παράμετρο του μεγέθους η κλίμακα κυμαινόταν από -5 έως +5 με την τιμή μηδέν να αντιπροσωπεύει την απόλυτη ομοιότητα, τις αρνητικές τιμές το μικρότερο μέγεθος και τις θετικές τιμές το μεγαλύτερο μέγεθος των βλαβών στις αφαιρετικές εικόνες το συστήματος 2ης γενιάς σε σχέση με αυτές στις εικόνες του συστήματος 1ης γενιάς. Για την παράμετρο του σχήματος η κλίμακα κυμαινόταν από μηδέν έως πέντε, με την τιμή μηδέν (0) να αντιστοιχεί στην απόλυτη ομοιότητα και την τιμή πέντε (5) σε πολύ μεγάλη διαφορά.
Και στις δύο συνεδρίες παρατήρησης όλες οι εικόνες προβλήθηκαν στην ίδια οθόνη, οι συνθήκες παρατήρησης ήταν σταθερές και οι παρατηρητές δεν επιτρεπόταν να κάνουν καμία αλλαγή στην οθόνη προβολής.

ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ

Για τη στατιστική ανάλυση των ευρημάτων χρησιμοποιήθηκε το πρόγραμμα Statistica 6/2001. Έγινε προσδιορισμός δεικτών διαγνωστικής εγκυρότητας για τις αφαιρετικές εικόνες και των δύο συστημάτων ΨΑΑ για κάθε παρατηρητή ξεχωριστά. Υπολογίστηκαν η μέση ευαισθησία, ειδικότητα, ο θετικός δείκτης πρόβλεψης - Positive Predictive Value (PPV) και ο αρνητικός δείκτης πρόβλεψης- Negative Predictive Value (NPV) για κάθε έναν από τους έξι παρατηρητές. Σχεδιάστηκαν οι καμπύλες ROC (Receiver Operating Characteristic) και υπολογίσθηκε η περιοχή κάτω από αυτές (Area under the ROC-Curve). Επιπρόσθετα υπολογίσθηκε η μέση ευαισθησία του κάθε συστήματος ΨΑΑ για κάθε οστική μεταβολή (0.4mm, 0.7mm, 0.9mm και 1.6mm). Έγινε έλεγχος υποθέσεων διαφοράς ποσοστών με δοκιμασία Χ2 κατά ζεύγη προκειμένου να ελεχθούν

Subtraction Image Analysis
The resulting subtraction images from both DSR systems were randomly mounted and six oral radiologists were recruited for the evaluation. The examiners had no special experience in subtraction radiography. Two viewing sessions were arranged:
Session 1: Subtraction images from both DSR systems were given to the examiners and they were asked to decide whether a change in alveolar bone was present at each of the five possible locations. Five different diagnostic decisions were available (definite or possible loss in density, no change in density, definite or possible increase in density). The interpreters were aware that lesions were created and that pairs of radiographs showing no change were included in the material.
Session 2: In this session the observers were asked to compare bone changes appearing in corresponding subtraction images from the two DSR systems in two parameters: size and shape. Both subtraction images (from each DSR system) were simultaneously shown on the monitor and the Likert-type scale was used for the comparison. The subtraction images produced from standardized radiographs (1st generation DSR system) were used as the reference for comparison. The Likert-type scale used ranged from 0 to 5 and from –5 to +5 for differences in shape and size respectively. In both cases 0 represented no difference in the appearance of bone changes in the two subtraction images (1st and 2nd generation DSR). In the Likert scale for differences in size the examiners should give positive values, if bone changes in the subtraction images from the 2nd generation DSR system appeared bigger than those in the corresponding subtraction images from the 1st generation DSR system and vice versa.
In both sessions, all subtraction images were displayed on the same monitor, which was adjusted by the investigator. All viewing conditions were standardized and the viewers were not allowed to make any adjustments to the display.

STATISTICAL ANALYSIS

Statistical analysis was carried out using the Statistica 6/2001 software package. Measures of diagnostic validity (sensitivity, specificity, positive and negative predictive value) for both DSR systems were calculated for each viewer. Mean sensitivity, specificity, positive (PPV) and negative (NPV) predictive values for the six viewers were also calculated. Receiver Operating Characteristic (ROC) analysis was performed for both DSR systems and the area under the ROC-curve was computed. In addition, mean sensitivity of both DSR systems for each lesion size (0.4 mm, 0.7 mm, 0.9 mm, 1.6 mm) was also calculated. The paired chi-square test

στατιστικά σημαντικές διαφορές στις παραμέτρους διαγνωστικής ακρίβειας μεταξύ των δύο συστημάτων. Το επίπεδο στατιστικής σημαντικότητας ορίστηκε στο 5%.
Για τις παρατηρήσεις που αφορούσαν τις διαφορές στο σχήμα και στο μέγεθος των οστικών μεταβολών έγινε υπολογισμός της διάμεσης τιμής και σχεδιάστηκαν τα διαγράμματα Box and Whisker για κάθε παράμετρο. Τέλος σχεδιάστηκε το διάγραμμα σκεδάσεως για τη συσχέτιση των δύο παραμέτρων.

ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Για κάθε μία από τις ομάδες αφαιρετικών εικόνων (1ης και 2ης γενιάς ΨΑΑ), οι παρατηρητές εξέτασαν 80 περιοχές (Σύνολο 160), οι 60 παρουσίαζαν οστική αύξηση και οι 20 καμία οστική μεταβολή.
Για τις αφαιρετικές εικόνες από το σύστημα ΨΑΑ 1ης γενιάς οι αληθώς θετικές απαντήσεις κυμαίνονται από 41 έως 54 (σε σύνολο 271) και οι αληθώς αρνητικές από 10 έως 20 (σε σύνολο 96). Για τις αφαιρετικές εικόνες από το σύστημα ΨΑΑ 2ης γενιάς οι αληθώς θετικές κυμαίνονται από 26 έως 38 (σε σύνολο 204) και οι αληθώς αρνητικές από 8 έως 14 (σε σύνολο 66).
Ο Πίνακας 1 δείχνει την ευαισθησία και την ειδικότητα των έξι παρατηρητών για κάθε ομάδα αφαιρετικών εικόνων (1ης και 2ης γενιάς). Στις αφαιρετικές εικόνες του συστήματος 1ης γενιάς η ευαισθησία κυμαίνεται από 68,33% έως 90% (μέση τιμή 75,28%) και η ειδικότητα από 50 έως 100% (μέση τιμή 80%). Στις αφαιρετικές εικόνες του συστήματος ΨΑΑ 2ης γενιάς η ευαισθησία κυμαίνεται από 43,33% έως 63,33% (μέση τιμή 56,67%) και η ειδικότητα από 40% έως 70% (μέση τιμή

was applied for the assessment of statistically significant differences, with respect to sensitivity, specificity, PPV and NPV, in the diagnosis of bone lesions with subtraction images from the 1st and the 2nd generation DSR system. A P-value of 0.05 was used.
For the assessment of bone lesion differences in size and shape between the subtraction images from the two DSR systems, Box & Whisker diagrams for each parameter were designed and the median values were estimated. The association between the differences in the two parameters was explored using a Scatter Plot of one parameter against the other and by calculating the correlation coefficient (r) between the two variables.

RESULTS

For each group of subtraction images the viewers observed 80 areas (a total of 160). 60 areas presented bone gain and 20 presented no bone change.
For subtraction images from the 1st generation DSR system true positive answers ranged from 41 to 54 (a total of 271) and true negative answers from 10 to 20 (a total of 96). For subtraction images from the 2nd generation DSR system true positive answers ranged from 26 to 38 (a total of 204) and true negative answers from 8 to 14 (a total of 66).
Table 1 shows the sensitivity and the specificity of all six viewers in each group of subtraction images. For subtraction images from the 1st generation DSR system sensitivity ranged from 68.33% to 90% (mean value: 75.28%) and specificity from 50% to 100% (mean value:

Πίνακας 1.
Ευαισθησία και Ειδικότητα των δύο συστημάτων ΨΑΑ

Σύστημα ΨΑΑ	Index	Παρατηρητές A	B	C	D	E	F	Σύνολο
ΨΑΑ 1ης γενιάς	Ευαισθησία	71,67%	73,3%	71,67%	80%	90%	68,33%	75,28%
	Ειδικότητα	80%	50%	100%	60%	90%	68,33%	80%
ΨΑΑ 2ης γενιάς	Ευαισθησία	60%	43,33%	63,33%	60%	58,33	55%	56,67%
	Ειδικότητα	40%	60%	70%	50%	50%	60%	55%

Table 1.
Sensitivity and specificity values achieved by the two DSR systems

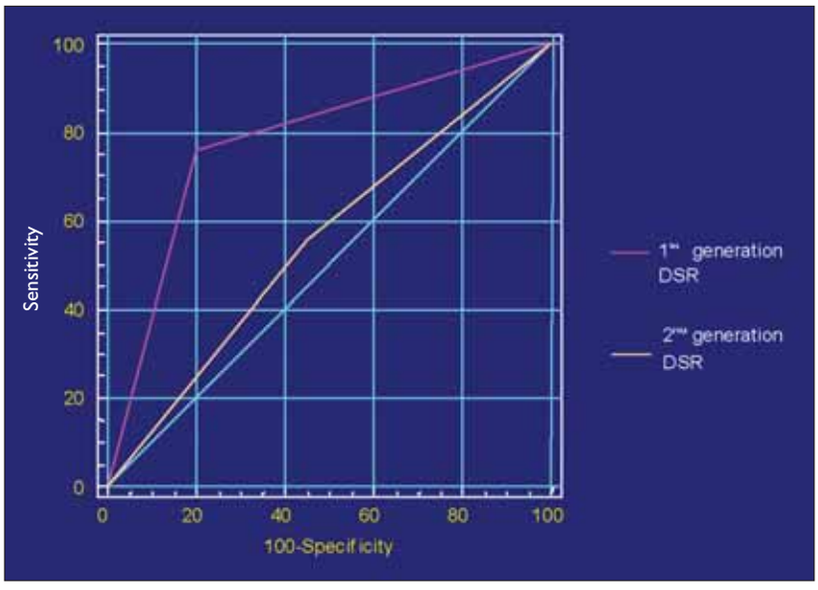
DSR system	Index	Examiners A	B	C	D	E	F	Total
1st generation DSR	Sensitivity	71,67%	73,3%	71,67%	80%	90%	68,33%	75,28%
	Specificity	80%	50%	100%	60%	90%	68,33%	80%
2nd generation DSR	Sensitivity	60%	43,33%	63,33%	60%	58,33	55%	56,67%
	Specificity	40%	60%	70%	50%	50%	60%	55%

55%). Η εικόνα 3 παρουσιάζει την καμπύλη ROC για κάθε ομάδα αφαιρετικών εικόνων. Η περιοχή κάτω από την καμπύλη ROC για το σύστημα 1ης γενιάς βρέθηκε κατά 0.223 μεγαλύτερη από αυτή του συστήματος 2ης γενιάς. Η διαφορά αυτή ήταν στατιστικά σημαντική (P<0.05).

Ο Πίνακας 2 παρουσιάζει τους δείκτες PPV και NPV για κάθε έναν από τους έξι παρατηρητές και για κάθε ομάδα αφαιρετικών εικόνων. Για τις αφαιρετικές εικόνες του συστήματος 1ης γενιάς ο δείκτης PPV κυμαίνεται από 77.19% έως 95.34% (μέση τιμή 84.95%) και ο δείκτης NPV από 43.48% έως 81.81% (μέση τιμή 59.62%). Για τις αφαιρετικές εικόνες του συστήματος 2ης γενιάς ο δείκτης PPV κυμαίνεται από 60.47% έως 90.23% (μέση τιμή 70.34%) και ο δείκτης NPV από 29.1% έως 40% (μέση τιμή 34.74%). Βρέθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των δύο συστημάτων και για τους δύο δείκτες, PPV και NPV (P<0.01).

Υπολογίστηκε επίσης η ευαισθησία των δύο συστημάτων ΨΑΑ για κάθε μέγεθος οστικής μεταβολής (Πίνακας 3). Το σύστημα ΨΑΑ 1ης γενιάς εμφανίζει μεγαλύτερη ευαισθησία σε όλα τα μεγέθη οστικής μεταβολής. Επιπρόσθετα παρατηρείται αύξηση της ευαισθησίας και των δύο συστημάτων ΨΑΑ με την αύξηση του μεγέθους των οστικών μεταβολών. Διαπιστώθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ της ευαισθησίας των δύο συστημάτων για τις οστικές μεταβολές των 0.4mm, 0.7mm και 0.9mm (P<0.05). Αντίθετα για τις μεγαλύτερες οστικές μεταβολές (0.16mm) δε διαπιστώθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά (P>0.05).

Σχεδιάστηκαν διαγράμματα Box and Whisker προκειμένου να εκφράσουν τις διαφορές σε σχήμα και μέγεθος που παρατήρησαν οι εξεταστές στις εικόνες από τα δύο συστήματα ΨΑΑ. Το διάγραμμα Box and



Εικ. 3: Η καμπύλη ROC από τους δείκτες ευαισθησίας και ειδικότητας για κάθε κατηγορία αφαιρετικών εικόνων (από το σύστημα ΨΑΑ 1ης και 2ης γενιάς). Η διαφορά μεταξύ των περιοχών κάτω από τις δύο καμπύλες βρέθηκε 0.223 (Standard error 0,043 και 95% Confidence Interval 0,139 – 0,307. *P < 0,01).

Fig. 3: The ROC-curves based on sensitivity and specificity values for each group of subtraction images (from 1st and 2nd generation DSR systems). The difference between the two areas under the ROC-curve was 0.223, Standard error 0,043 και 95% Confidence Interval 0,139 – 0,307. *P < 0,01

80%). For subtraction images from the 2nd generation DSR system sensitivity ranged from 43.33% to 63.33% (mean value: 56.67%) and specificity from 40% to 70% (mean value: 55%). Fig. 3 shows the ROC-curves based on sensitivity and specificity values for each group of subtraction images. The area under the ROC curve for subtraction images from the 1st generation DSR system was found to be larger by 0.223. This difference was found to be statistically significant (P < 0.05).

Πίνακας 2.
Τιμές PPV and NPV για τα δύο συστήματα ΨΑΑ

Σύστημα ΨΑΑ	Index	Παρατηρητές A	B	C	D	E	F	Σύνολο
ΨΑΑ 1ης γενιάς	PPV	81,13%	77,19%	82,05%	85,7%	93,1%	95,34%	84,95%
	NPV	59,26%	43,48%	62,5 %	50%	81,81%	54,05%	59,62%
ΨΑΑ 2ης γενιάς	PPV	63,15%	60,47%	90,32%	65,45%	74,46%	73,33%	70,34%
	NPV	34,78%	32,43%	29,1%	40%	30,3%	34,29%	34,74%

Table 2.
PPV and NPV values of each DSR system

DSR system	Index	Examiners A	B	C	D	E	F	Total
1st generation DSR	PPV	81,13%	77,19%	82,05%	85,7%	93,1%	95,34%	84,95%
	NPV	59,26%	43,48%	62,5 %	50%	81,81%	54,05%	59,62%
2nd generation DSR	PPV	63,15%	60,47%	90,32%	65,45%	74,46%	73,33%	70,34%
	NPV	34,78%	32,43%	29,1%	40%	30,3%	34,29%	34,74%

Πίνακας 3.
Τιμές ευαισθησίας των συστημάτων ΨΑΑ 1ης και 2ης γενιάς για κάθε μέγεθος οστικής μεταβολής. Για οστικές μεταβολές 0.4mm έως 0.9mm *P < 0,05 , για οστικές μεταβολές 1.6mm *P > 0,05

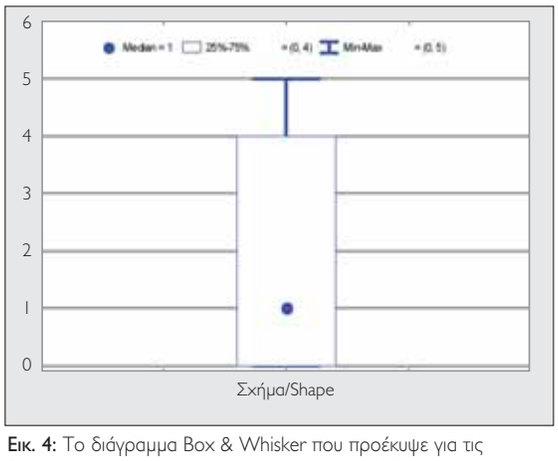
Σύστημα ΨΑΑ	Index	Μέγεθος Οστικής Μεταβολής				Σύνολο
		0,4mm	0,7mm	0,9mm	1,6mm	
ΨΑΑ 2ης γενιάς	Ευαισθησία	42,5%	50%	61,25%	66,67%	56,67%
ΨΑΑ 1ης γενιάς	Ευαισθησία	61,25%	75%	87,5%	76,67%	75,28%

Table 3.
Sensitivity values of the 1st and the 2nd generation DSR system by lesion size. For lesion sizes 0.4 mm to 0.9 mm *P < 0,05 , for lesion size 1.6 mm *P > 0,05.

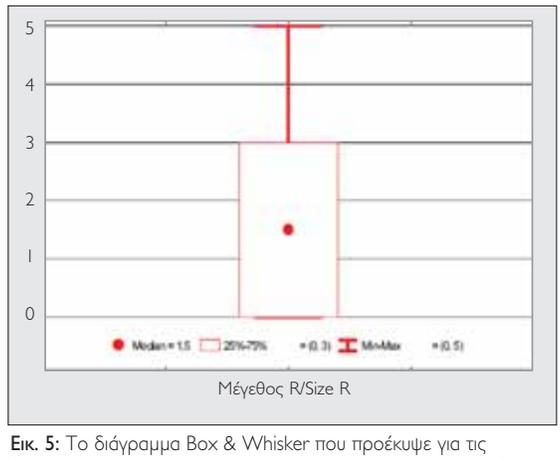
Σύστημα ΨΑΑ	Index	Lesion Size				Σύνολο
		0,4mm	0,7mm	0,9mm	1,6mm	
2nd generation DSR	Sensitivity	42,5%	50%	61,25%	66,67%	56,67%
1st generation DSR	Sensitivity	61,25%	75%	87,5%	76,67%	75,28%

Whisker για διαφορές στο σχήμα (Εικόνα 4) δείχνει διάμεση τιμή διαφοράς σχήματος 1 και εύρος τιμών διαφοράς μεταξύ 0 και 5. 25%-75% των παρατηρήσεων σχετικά με τη διαφορά στο σχήμα βρίσκονται μεταξύ των τιμών 0-4. Το αντίστοιχο διάγραμμα για διαφορές στο μέγεθος |R| (απόλυτες τιμές), όπως φαίνεται στην εικόνα 5, δείχνει διάμεση τιμή διαφοράς στο μέγεθος |1.5| και ένα εύρος τιμών μεταξύ 0 και |5|. 25%-75% των παρατηρήσεων βρίσκεται μεταξύ των τιμών 0 και |3|. Επιπρόσθετα στην εικόνα 6 το διάγραμμα Box and Whisker για τις διαφορές στο μέγεθος R (θετικές και αρνητικές τιμές) δείχνει ότι 25%-75% των παρατηρήσεων κυμάνθηκαν μεταξύ των τιμών +1 και -2, από όπου συμπεραίνεται ότι υπήρχαν περισσότερες αρνητικές παρά θετικές τιμές στην αξιολόγηση της διαφοράς στο μέγεθος.
Ο βαθμός συσχέτισης μεταξύ διαφοράς στο σχήμα και διαφοράς στο μέγεθος βρέθηκε -0.54 (σχήμα και

Table 2 presents the PPV and NPV values of all six viewers for each group of subtraction images. For subtraction images from the 1st generation DSR system PPV ranged from 77.19% to 95.34% (mean value: 84.95%) and NPV from 43.48% to 81.81% (mean value: 59.62%). For subtraction images from the 2nd generation DSR system PPV ranged from 60.47% to 90.32% (mean value: 70.34%) and NPV from 29.1% to 40% (mean value: 34.74%). Statistically significant difference between the two groups of subtraction images was found for both PPV and NPV values (P < 0.01).
For each lesion size the sensitivity of both DSR systems was also calculated seperately (Table 3). The 1st generation DSR system exhibits higher values of sensitivity in all four lesion sizes. In addition sensitivity of both DSR systems increases as the size of bone change rises. Statistically significant difference in the sensitivity between the two DSR systems was found for lesion



Εικ. 4: Το διάγραμμα Box & Whisker που προέκυψε για τις διαφορές στο σχήμα. Διάμεσος τιμή: 1, 25%-75%: 0-4, εύρος τιμών 0-5.
Fig. 4: The Box & Whisker diagram plotted for differences in shape: Median value: 1 , 25%-75%: 0-4 , values range: 0-5.



Εικ. 5: Το διάγραμμα Box & Whisker που προέκυψε για τις διαφορές στο μέγεθος R (απόλυτες τιμές). Διάμεσος τιμή: 1.5, 25%-75%: 0-3, εύρος τιμών 0-5.
Fig. 5: The Box & Whisker diagram plotted for differences in size R (absolute values). Median value: 1.5, 25%-75%: 0-3, value range: 0-5.

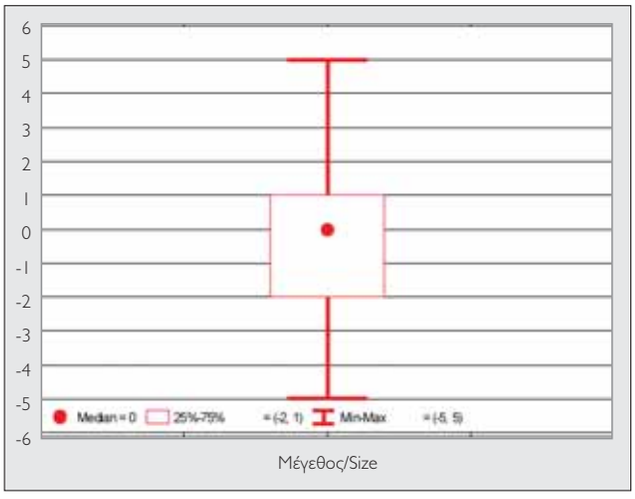
μέγεθος R) και 0.84 (σχήμα και μέγεθος |R|), όπως φαίνεται στις Εικ. 7 και 8.

ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Το πρόγραμμα του EMAGO στηρίζεται στον αλγόριθμο μετασχηματισμού εικόνας που περιγράφηκε από τον Dunn και συν. (1993). Η μέθοδος αυτή στηρίζεται στην επιλογή από τον χειριστή 4 αμετάβλητων ομοεπίπεδων σημείων (invariant landmarks), αφού η διαδικασία ανακατασκευής στηρίζεται στην εξομοίωση δύο επιπέδων των δύο εικόνων. Οι Dunn & Van der Stelt (1992) απέδειξαν ότι δύο ακτινογραφίες μπορούν να παρουσιάζουν τέτοια αμετάβλητα, ομοεπίπεδα σημεία, εφόσον η γωνιαία απόκλιση κατά τη λήψη τους δεν ξεπερνά τις 32 μοίρες. Ο αλγόριθμος έχει επομένως θεωρητικά τη δυνατότητα να εξομοιώσει γεωμετρικά ακτινογραφίες με σημαντικές αποκλίσεις ως προς τη γωνία λήψης. Επιπρόσθετα και σύμφωνα με τους Huh και συν. (2005), ένας έμπειρος κλινικός είναι σε θέση

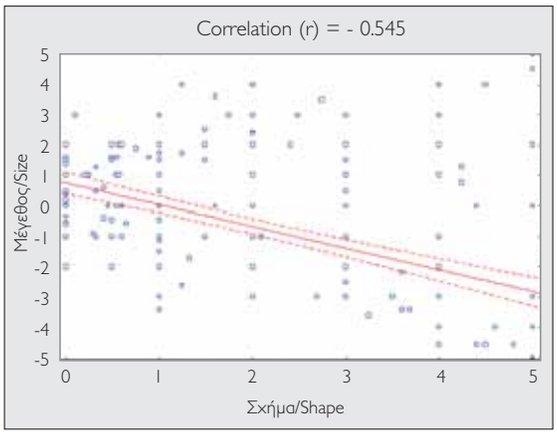
sizes of 0.4 mm, 0.7mm and 0.9 mm ($P < 0.05$), whereas for lesion size of 1.6 mm no statistically significant difference was observed ($P > 0.05$).

Box & Whisker diagrams were designed in order to express the differences in size and shape that the examiners observed between the bone changes in the corresponding subtraction images from the two DSR systems. The Box & Whisker diagram for differences in shape (Fig. 4) shows a median difference value of 1 and a difference value range from 0 to 5. 25-75% of the observations for differences in shape lied between 0 and 4. The Box & Whisker diagram for differences in size |R| (absolute values), as illustrated in Fig. 5, shows a median difference value of |1.5|, a value range of 0 to |5|, while 25-75% of the observations lied between 0 and |3|. In addition in Fig. 6 the Box & Whisker diagram for differences in size R (without extracting the absolute values) demonstrates that 25%-75% of the observations for differences in size lied between +1 and –2, showing that there were more negative than



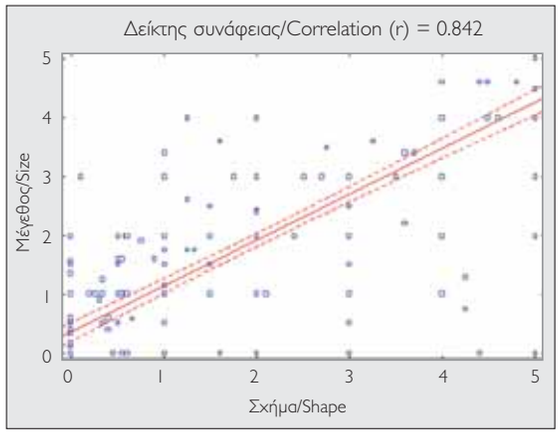
Εικ. 6: Το διάγραμμα Box & Whisker που προέκυψε για τις διαφορές στο μέγεθος (θετικές – αρνητικές τιμές). Διάμεσος τιμή: 0, 25%-75%: (-2) – (+1), εύρος τιμών (-5) – (+5).

Fig. 6: The Box & Whisker diagram plotted for differences in size (+/- values). Median value: 0, 25%-75%: (-2) – (+1), value range: (-5) – (+5).



Εικ. 7: Το διάγραμμα Scatter plot μεταξύ διαφορών στο σχήμα και διαφορών στο μέγεθος (θετικές – αρνητικές τιμές). Ο συντελεστής συσχέτισης (r) βρέθηκε -0.545.

Fig. 7: The scatter plot diagram of shape differences against size differences (+/- values). The correlation coefficient (r): - 0.545.



Εικ. 8: Το διάγραμμα Scatter plot μεταξύ διαφορών στο σχήμα και διαφορών στο μέγεθος R (απόλυτες τιμές). Ο συντελεστής συσχέτισης (r) βρέθηκε 0.842.

Fig. 8: The scatter plot diagram of shape differences against size differences (absolute values). The correlation coefficient (r): 0.842.

να κάνει λήψη διαδοχικών οπισθοφατνιακών ακτινογραφιών με σχετικά μικρές αποκλίσεις ως προς τη γεωμετρία τους, με τη χρήση ενός απλού συστήματος παραλληλισμού. Για το λόγο αυτό, οι ακτινογραφίες που χρησιμοποιήθηκαν στην εργασία αυτή για την παραγωγή των αφαιρετικών εικόνων στο πρόγραμμα EMAGO, ελήφθησαν με τη χρήση απλού συστήματος παραλληλισμού, ενώ δεν έγινε καταγραφή και περιορισμός των αποκλίσεων κατά τη λήψη τους.

Τα αποτελέσματα της έρευνας αυτής έδειξαν ότι η διαγνωστική ακρίβεια του συστήματος ΨΑΑ 2ης γενιάς στην ανίχνευση μικρών οστικών μεταβολών ήταν μικρή (μέση ευαισθησία 56.17% και μέση ειδικότητα 55%) σε σχέση με αυτή του συστήματος ΨΑΑ 1ης γενιάς (μέση ευαισθησία 75,28% και μέση ειδικότητα 80%). Τα ευρήματα αυτά δεν συμφωνούν με τα ευρήματα του Dove και συν. (2000), οι οποίοι σε παρόμοια έρευνα με αντίστοιχο σύστημα ψηφιακής αφαιρετικής ακτινογραφίας, το οποίο χρησιμοποιεί τον ίδιο αλγόριθμο ανακατασκευής εικόνας (DSR-EMS), βρήκαν ότι η ευαισθησία και η ειδικότητα του συστήματος ήταν υψηλή (87% και 85% αντίστοιχα). Η διαφορά αυτή στα ευρήματα μπορεί να οφείλεται σε δύο λόγους: Ο πρώτος έχει να κάνει με το γεγονός ότι στην έρευνα του Dove και συν. οι μη συγκρίσιμες ακτινογραφίες παρουσίαζαν μόνο αντιστρεπτές μεταβολές στη γεωμετρία λήψης, ενώ οι αποκλίσεις ήταν ελεγχόμενες και δεν υπερέβαιναν τις 10° για τη στροφή του φιλμ και για τη μετακίνηση του φιλμ και της πηγής τα 2 και 10 cm αντίστοιχα. Αντίθετα στη δική μας έρευνα μη αντιστρεπτές μεταβολές γεωμετρίας (λόγω στροφής της πηγής στον άξονα –X και –Y) πιθανόν να υπήρχαν και η έκτασή τους δεν ήταν ελεγχόμενη. Έχει αποδειχθεί από τον Moll και συν. (2003) σε in vitro μελέτη τους ότι, όσο αυξάνουν οι μη αντιστρεπτές μεταβολές γεωμετρίας, τόσο μειώνεται και η ποιότητα των παραγόμενων αφαιρετικών εικόνων. Ο δεύτερος λόγος μπορεί να έχει να κάνει με το μέγεθος των οστικών μεταβολών που μελετήθηκαν στις δύο έρευνες. Οι Dove και συν. (2000) μελέτησαν μεγαλύτερων διαστάσεων μεταβολές. Η ευαισθησία στην ανίχνευση των μικρότερων οστικών μεταβολών ήταν αρκετά χαμηλή (62%), όπως και στην παρούσα έρευνα, ενώ παρουσιαζόταν αύξηση της ευαισθησίας, όσο αυξανόταν το μέγεθος των οστικών μεταβολών. Καλύτερα αποτελέσματα ως προς τη διαγνωστική ακρίβεια ενός παραπλήσιου προγράμματος ΨΑΑ 2ης γενιάς (Image Tool – University of Texas Health Science Center at San Antonio) στην ανίχνευση οδοντικών μεταβολών με in-vitro πρόκληση εξωτερικής απορρόφησης στη γλωσσική επιφάνεια ριζών δοντιών, παρουσίασαν και οι Ono και συν. (2011). Η διαγνωστική ακρίβεια κυμάνθηκε σε πολύ υψηλά επίπεδα για μεταβολές μεγαλύτερες από 0.9mm, αν και σε μικρές μεταβολές της τάξης του 0.4mm ήταν πολύ μικρή. Υψηλά επίπεδα διαγνωστικής ακρίβειας του συστήμα-

positive values marked by the examiners, when difference in size was evaluated. The correlation degree between the observed shape and size differences was – 0.54 and 0.84 (when absolute values for size differences were used) as shown in Fig. 7 and 8.

DISCUSSION

The subtraction software of EMAGO uses the reconstruction method described by Dunn et al. in 1993. This method relies on invariant relationships among four corresponding features points (landmarks). Dunn & van der Stelt (1992) have demonstrated that invariant relationships between two radiographic images exist for angular discrepancies of up to 32°. This implies the potential of the reconstruction method to adequately match the projection geometry of radiographic images with large discrepancies in their projection geometry. In addition, according to Huh et al. (2005), an experienced clinician is able to acquire a series of periapical radiographs with fairly small discrepancies in their projection geometry, only with the use of plain intraoral film holding devices. Thus, the pairs of radiographs used in this study to produce the subtraction images with EMAGO were acquired without attempting to constrain the projection errors into certain limits, and hence differences in the projection geometry between the radiographs of each pair used with EMAGO were not known and were not included in the evaluation.

The results in this study demonstrate that the diagnostic accuracy of the 2nd generation DSR system in the detection of small alveolar bone changes was low (56.17% mean sensitivity and 55% mean specificity), compared with the diagnostic accuracy of the 1st generation DSR system (75.28% mean sensitivity and 80% mean specificity). The difference was found to be statistically significant. These findings are not in accord with the findings of Dove et al. (2000). In their study, that was similar to ours, another 2nd generation DSR system, which uses a similar reconstruction algorithm, was evaluated (DSR EMS®) and its overall diagnostic accuracy was found to be high (87% mean sensitivity and 85% mean specificity). There are two possible explanations for this: one explanation may be the fact that in the study of Dove et al. only reversible projection discrepancies between non- standardized radiographs were allowed and that variations in the projection geometry were limited to 10° for film rotation, 2 mm for film translation and 10 cm for translation of the X-Ray source. In our study irreversible projection errors (rotation of the X-Ray source around the –X and –Y axis) during the acquisition of non-standardized radiographs may have occurred and the amount of projection errors was not controlled. It has been

τος EMAGO στην ανίχνευση απασβεστίωσης της αδαμαντίνης σε in-vitro έρευνά τους βρήκαν και οι Haiter-Neto και συν. (2005). Και στις δύο έρευνες εντούτοις χρησιμοποιήθηκαν απόλυτα συγκρίσιμα ακτινογραφήματα, παράγοντας που μπορεί να δικαιολογήσει τα καλύτερα αποτελέσματα των ερευνών αυτών. Με ιδεατές συνθήκες λήψης των ακτινογραφημάτων (δηλαδή με καμία διαφορά στη γεωμετρία λήψης) έχει φανεί ότι είναι δυνατή η ανίχνευση μέσω της ΨΑΑ πολύ μικρών μεταβολών, μικρότερων και από 0.12 mm, ενώ όσο μικρότερες είναι οι μεταβολές που μελετώνται, τόσο μικρότερες πρέπει να είναι οι αποκλίσεις των ακτινογραφιών που χρησιμοποιούνται ως προς τη γεωμετρία τους (Nicopoulou-Karayianni και συν. 2002). Σε αυτήν την έρευνα η ευαισθησία του συστήματος ΨΑΑ 2ης γενιάς στην ανίχνευση των μεγαλύτερων οστικών μεταβολών (1.6mm) ήταν μεγαλύτερη από τη μέση ευαισθησία (για το σύνολο των οστικών μεταβολών που μελετήθηκαν), ενώ δεν παρουσίασε στατιστικά σημαντική διαφορά συγκρινόμενη με την ευαισθησία του συστήματος 1ης γενιάς για το ίδιο μέγεθος οστικής μεταβολής (1.6mm).

Αν και η μέση τιμή του δείκτη ευαισθησίας του συστήματος ΨΑΑ EMAGO βρέθηκε να είναι σε γενικές γραμμές χαμηλή (56,67 %), η μέση τιμή του δείκτη PPV ήταν σημαντικά υψηλότερη και βρέθηκε στο ικανοποιητικό επίπεδο του 70,34%. Ο δείκτης PPV ορίζεται ως το πηλίκο του συνόλου των ορθώς θετικών διαγνώσεων προς το σύνολο των θετικών διαγνώσεων, ορθών και εσφαλμένων. Επομένως η θετική διάγνωση οστικής μεταβολής από τους παρατηρητές ήταν σε μεγάλο ποσοστό αξιόπιστη. Αντίθετα η αρνητική διάγνωση οστικής μεταβολής ήταν σε μεγάλο ποσοστό εσφαλμένη, όπως δείχνει η χαμηλή μέση τιμή του δείκτη NPV για την ΨΑΑ 2ης γενιάς στον πίνακα 2 (NPV 34,74%). Στην παρούσα εργασία με το πρόγραμμα ΨΑΑ 2ης γενιάς (EMAGO) δημιουργήθηκαν αφαιρετικές εικόνες με την εφαρμογή μόνο της γραμμικής αφαίρεσης. Η άλλη επιλογή που διαθέτει το συγκεκριμένο λογισμικό, δηλαδή της λογαριθμικής αφαίρεσης δεν χρησιμοποιήθηκε. Η λογαριθμική αφαίρεση, αν και αυξάνει το θόρυβο στην προκύπτουσα αφαιρετική εικόνα, εμφανίζει το πλεονέκτημα της αύξησης της αντίθεσης στα σημεία όπου υπάρχουν μεταβολές στην πυκνότητα , κάτι που μπορεί να βελτιώσει την διαγνωστική ακρίβεια, ιδιαίτερα σε μη εξοικειωμένους με την ΨΑΑ παρατηρητές (Versteeg και Van der Stelt, 1995, Haiter-Neto και συν. 2005), όπως ήταν οι παρατηρητές στην παρούσα εργασία.

Τα διαγράμματα Box and Whisker για την αξιολόγηση των διαφορών στο σχήμα και στο μέγεθος |R| (απόλυτες τιμές) των οστικών μεταβολών που παρατηρήθηκαν στις αφαιρετικές εικόνες των δύο συστημάτων δείχνουν διάμεσες τιμές 1 και 1.5 αντίστοιχα. Αυτό σημαίνει ότι σε σημαντικό μέρος (50%) των οστικών μετα-

demonstrated by Moll & Dunn (2003) that the efficacy of projective standardization declines as the amount of noise resulting from irreversible projection errors increases. A second explanation could be the fact that the range in lesion size used by Dove et al. was larger than that used in our study and that bone lesions in our study were quite small (< 1.6 mm). Ono et al in their study evaluating the diagnostic accuracy of a similar DSR software (Image Tool – University of Texas Health Science Center at San Antonio) in the detection of simulated lingual root resorptions, have also found higher values of diagnostic accuracy as far as changes larger than 0.9 mm were concerned. When smaller changes of 0.4 mm were studied the diagnostic accuracy was quite low though (Ono et al. 2011). High values of diagnostic accuracy of the Emago software were also reported by Haiter-Neto et al. in their study evaluating DSR in the detection of enamel subsurface demineralization (Haiter-Neto et al. 2005). In both latter studies only radiographs acquired under standardized conditions were used for the creation of the subtraction images, a factor that can explain the better results of diagnostic accuracy presented in these studies. It has been shown that under optimal conditions (that is, with no distortion of the projection geometry) digital subtraction is capable of detecting changes smaller than 0.12 mm in thickness, and that the smaller the lesions to be studied, the higher the demand on reproducibility of the projection geometry (Nicopoulou-Karayianni et al. 2002). In our study the sensitivity of the 2nd generation DSR system in the detection of the largest bone lesions (1.6 mm) was higher than the mean sensitivity observed and showed no statistically significant difference when compared with the sensitivity of the 1st generation DSR system in the detection of lesions of the same size.

Even though EMAGO DSR software achieved a low mean value of sensitivity (56.67%) in this study, it presented a quite satisfying mean PPV value of 70,34%. PPV is defined as the quotient of the total sum of true positive diagnoses to the total sum of positive diagnoses (true and false). Hence positive diagnoses of osseous changes made by the observers, when analyzing EMAGO's subtraction images, were fairly reliable. In contrast, negative diagnoses of osseous change was found to be unreliable, as revealed by the mean NPV value shown in Table 2 (NPV 34,74%).

In the present study, only linear subtraction was performed for the creation of subtraction images with the 2nd generation DSR software (EMAGO). The alternative option of logarithmic subtraction that is offered by EMAGO was not used. Logarithmic subtraction, despite adding image noise in the subtraction image, has the advantage of increasing the contrast in areas where density changes occur. Hence, it can improve

βολών που μελετήθηκαν η απεικόνισή τους δε διαφέρει σημαντικά στα δύο συστήματα. Το διάγραμμα Box & Whisker για τις διαφορές σε μέγεθος (+/- τιμές) είναι εμφανές ότι οι μεταβολές οστού εμφανίζονται μικρότερες στις αφαιρετικές εικόνες του συστήματος 2ης γενιάς, υπάρχει δηλαδή μια τάση υποεκτίμησης του μεγέθους της οστικής μεταβολής στο EMAGO. Παρόλο που το παραπάνω εύρημα στηρίζεται σε ποιοτική και όχι ποσοτική αξιολόγηση του μεγέθους οστικών μεταβολών βρίσκεται σε συμφωνία με τα ευρήματα άλλων εργασιών (Reukers και συν. 1998, Fidler και συν. 2000, Eickholz και συν. 2000, Bittar-Cortez και συν. 2006), οι οποίες επίσης βρήκαν, με ποσοτικά όμως κριτήρια, ότι η ΨΑΑ με εφαρμογή γεωμετρικής ανακατασκευής της εικόνας τείνει να υποεκτιμά το μέγεθος οστικών μεταβολών ή μεταβολών άλλων σκληρών ιστών.

Τέλος από τα διαγράμματα scatter plot (Εικ. 11 και 12) και από τον δείκτη συνάφειας (r=0.84) φαίνεται ότι υπάρχει συσχέτιση μεταξύ των παρατηρούμενων διαφορών στο μέγεθος και στο σχήμα. Συγκεκριμένα όσο μεγαλύτερη είναι η διαφορά στο σχήμα των οστικών μεταβολών στις αφαιρετικές εικόνες των δύο συστημάτων τόσο μεγαλύτερη είναι και η διαφορά τους στο μέγεθος, και ειδικότερα τόσο μικρότερες εμφανίζονται αυτές στις αφαιρετικές εικόνες του EMAGO σε σχέση με αυτές του συστήματος 1ης γενιάς (δείκτης συνάφειας r=-0.54). Επομένως ο αλγόριθμος γεωμετρικής ανακατασκευής της εικόνας του EMAGO φαίνεται να επηρέασε σχεδόν στον ίδιο βαθμό το σχήμα και το μέγεθος των οστικών μεταβολών των αφαιρετικών εικόνων, που δημιουργήθηκαν στα πλαίσια αυτής της εργασίας.

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

1. Το σύστημα ΨΑΑ 2ης γενιάς EMAGO παρουσίασε ικανοποιητική διαγνωστική ακρίβεια μόνο στις μεγαλύτερες οστικές μεταβολές (1.6mm).
2. Το πρόγραμμα ΨΑΑ 2ης γενιάς EMAGO φαίνεται να υποεκτιμά το μέγεθος των οστικών μεταβολών σε σχέση με το σύστημα 1ης γενιάς.
3. Ο αλγόριθμος ανακατασκευής της εικόνας που χρησιμοποιεί το συγκεκριμένο πρόγραμμα ΨΑΑ φαίνεται να επηρεάζει στον ίδιο περίπου βαθμό το σχήμα και το μέγεθος της απεικόνισης των οστικών μεταβολών στην αφαιρετική εικόνα που παράγεται.

diagnostic accuracy of the subtraction images, especially when they are analyzed by observers who are less experienced in DSR, as it was the case in our study (Haiter-Neto et al. 2005, Versteeg and Van der Stelt, 1995).

The Box & Whisker diagrams for differences in shape and size (absolute values) between bone changes observed in corresponding subtraction images from the two DSR systems reveal median difference values of 1 and 1.5 for shape and size, respectively. This means that 50% of the bone changes compared in the two groups of subtraction images did not differ significantly in shape and size. The Box & Whisker diagram for differences in size (+/- values) shows that bone changes tend to appear smaller in size in the subtraction images from EMAGO than they do in subtraction images from the 1st generation DSR system. Hence, EMAGO tends to underestimate the amount of bone change. Although the assessment performed was not quantitative, it is in accord with the findings of other studies (Reukers et al. 1998, Fidler et al. 2000, Eickholtz et al. 2000, Bittar-Cortez et al. 2006), which have concluded by means of quantative analysis that DSR using image geometry reconstruction, tends to underestimate the amount of osseous or other hard tissue changes.

In addition, from the scatter plot diagrams (Fig. 11 and 12) and the resulting correlation coefficients it can be derived that a correlation between the observed differences in shape and size exists. In particular, as the differences in shape increase the bone changes appear smaller in the subtraction images from EMAGO compared with the corresponding bone changes in the subtraction images from the 1st generation DSR system. Thus, it can be concluded that the projective transformation algorithm of EMAGO affected the shape and size of the bone changes in the subtraction images created in this study to a relatively similar degree.

CONCLUSIONS

1. The 2nd generation DSR system (EMAGO), evaluated in this study, has shown to have a satisfactory diagnostic accuracy only when the largest bone changes of 1.6 mm in diameter were studied.
2. EMAGO tends to underestimate the size and amount of bone change occurring.
3. The reconstruction algorithm of EMAGO affects both parameters -shape and size of the bone changes - to a similar degree.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ/REFERENCES

Allen KM, Hausmann E, Kutlubay ME, Loza J, Carpio LC, Ortman et al.: Studies of the angular reproducibility of positioning patients adjacent to an x-ray tube:1. Stent-rod based and extraoral systems. J Periodont Res 29:174-178, 1994

Bittar-Cortez JA, Passeri LA, de Almeida SM, Haiter-Neto F: Comparison of peri-implant bone level assessment in digitized conventional radiographs and digital subtraction images. Dentomaxillofacial Radiology 35:258-262, 2006

Byrd V, Mayfield-Donahoo T, Reddy MS, Jeffcoat MK: Semiautomated image registration for digital subtraction radiography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 85:473-478, 1998

Davis M, Allen KM, Hausmann E: Effects of small angle discrepancies on interpretations of subtraction images. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 78:397-400, 1994

Dove BS, McDavid DW, Hamilton KE: Analysis of sensitivity and specificity of a new digital subtraction system. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 89:771-6, 2000

Dunn SM, van der Stelt PF: Recognizing invariant geometric structure in dental radiographs. Dentomaxillofac Radiol 21:142-147, 1992

Dunn SM, van der Stelt PF, Ponce A, Fenesy K, Shah S: A comparison of two registration techniques for digital subtraction radiography. Dentomaxillofac Radiol 22:77-80, 1993

Eickholz P, Hausmann E: Accuracy of radiographic assessment of interproximal bone loss in intrabony defects using linear measurements. Eur J Oral Sci 108:70-73, 2000

Ellwood RP, Davies RM, Worthington HV: Evaluation of a dental subtraction radiography system. J Periodont Res 32:241-248, 1997

Ettinger GJ, Gordon GG, Goodson JM, Socransky SS, Williams R: Development of automated registration algorithms for subtraction radiography. J Clin Periodontol 21:540-543, 1994

Fidler A, Likar B, Pernus F, Skaleric U: Influence of developer exhaustion on accuracy of quantitative digital subtraction radiography: an in vitro study. Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology & Endodontics 90:233-239, 2000

Groendahl HG, Groendahl K, Webber R: A digital subtraction technique for dental radiography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. Jan 55(1):96-102, 1983

Gröndahl HG, Gröndahl K and Webber RL: Influence of variation in projection geometry on the detectibility of periodontal bone lesions. J Clin Periodontol 11:411-420, 1984

Haiter-Neto F, Ferreira RI, Tabchoury CPM and Boscolo FN: Linear and Logarithmic subtraction for detecting enamel subsurface demineralization. Dentomaxillofacial Radiology 34:133-139, 2005

Huh KH, Lee SS, Jeon IS, Yi WJ, Heo MS, Choi SC: Quantative analysis of errors in alveolar crest level caused by discrepant projection geometry in digital subtraction radiography: an in vivo study. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 100:750-755, 2005

Lehmann TM, Gröndahl K, Gröndahl HG, Schmidt W and Spitzer K: Observer – independent registration of perspective projection prior to subtraction of in vivo radiographs. Dentomaxillofac Radiol 27:140-150, 1998

Lehmann TM, Gröndahl HG, Benn DK: Computer-based registration for digital subtraction in dental radiology. Dentomaxillofac Radiol 29:323-346, 2000

Likar B, Pernus F: Automatic extraction of corresponding points for the registration of medical images. Med Phys 26:1678-1686, 1999

Mol A, Dunn SM: The performance of projective standardization for digital subtraction radiography. Oral Surg Oral Med Oral PatholOral Radiol Endod 2003;96:373-382, 2003

Nicopoulou-Karayianni K, Braegger U, Patrikiou A, Stassinakis A, Lang NP. Image processing for enhanced observer agreement in the evaluation of periapical bone changes. Int Endod J 35:615-722, 2002

Ohki M, Okano T and Yamada N: A contrast-correction method for digital subtraction radiography. J Period Res 23:277-280, 1988

Ono E, Filho EM, Leite HF, Tanaka JLO, De Moraes MEL, De Melo Castilho JC: Evaluation of simulated external root resorptions with digital radiography and digital subtraction radiography. Am J Orthod Dentofacial Orthop: 139:324-333, 2011

Ostuni J, Fisher D, van der Stelt PF, Dunn SM: Registration of dental radiographs using projective geometry. Dentomaxillofac Radiol 22:199-203, 1993

Parsell DE, Gatewood RS, Watts JD, Streckfus CF: Sensitivity of various radiographic methods for detection of oral cancellous bone lesions. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 86:498-502, 1998

Potter BJ, Shrout MK, Harrell JC: Reproducibility of beam alignment using different bite-wing radiographic techniques. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 79:532-53, 1995

Reukers E, Sanderink G, Kuijpers-Jagtman AM, van't Hof M: Assessment of apical root resorption using digital reconstruction. Dentomaxillofac Radiol 27:25-29, 1998

Rudolph DJ, White SC: Film-holding instruments for intraoral subtraction radiography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 65:767-762, 1988

Rüttimann UE, Webber RL, Schmidt E: A robust digital method for film contrast correction in subtraction radiography. J Periodont Res 21:486-495, 1986

Versteeg KH and Van der Stelt PF: Effect of logarithmic contrast enhancement on subtraction images. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 80:479-486, 1995

Zacharaki EI, Matsopoulos GK, Asvestas PA, Nikita KS, Gröndahl K, Gröndahl HG: A digital subtraction radiography scheme based on automatic multiresolutional registration. Dentomaxillofac Radiol 33:379-390, 2004

Διεύθυνση επικοινωνίας:
Τζουτζούκος Παναγιώτης
Αριστοτέλους 90,
155 62 Χολαργός,
Τηλ.: 210 6515732
e-mail: p_tzoutz@dent.uoa.gr

Address:
Tzoutzoukos Panagiotis
90 Aristotelous Street,
155 62 Cholargos, Athens - Greece
Tel.: 210 6515732
e-mail: p_tzoutz@dent.uoa.gr